



Analyse, caractérisation et classification de signaux foetaux

Iulian Voicu

► To cite this version:

Iulian Voicu. Analyse, caractérisation et classification de signaux foetaux. Ingénierie biomédicale. Université François Rabelais - Tours, 2011. Français. NNT : 2011TOUR3302 . tel-00907317

HAL Id: tel-00907317

<https://theses.hal.science/tel-00907317>

Submitted on 21 Nov 2013

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Université François-Rabelais de Tours



École Doctorale Santé, Sciences et Technologies

Laboratoire : Inserm U930 « *Imagerie et Cerveau* », CNRS ERL 3106, Équipe 5

THÈSE présentée par :
Iulian VOICU
soutenue le 13 décembre 2011

pour obtenir le grade de docteur de l'Université François-Rabelais de Tours

Disipline / Spécialité : Sciences de la Vie et de la Santé

Analyse, caractérisation et classification de signaux foetaux

THÈSE DIRIGÉE PAR :

Jean-Marc GIRAULT	Maître de conférences, HDR	Université François Rabelais de Tours
Denis KOUAMÉ	Professeur des Universités	Université Paul Sabatier Toulouse 3

RAPPORTEURS :

Jean-Louis DILLENSEGER	Maître de Conférences, HDR	Université de Rennes 1
Catherine MARQUE	Professeur des Universités	Université de Technologie de Compiègne

JURY :

Jean-Louis DILLENSEGER	Maître de Conférences, HDR	Université de Rennes 1
Jacques DUCHÊNE	Professeur des Universités	Université de Technologie de Troyes
Jean-Marc GIRAULT	Maître de Conférences, HDR	Université François Rabelais de Tours
Denis KOUAMÉ	Professeur des Universités	Université Paul Sabatier Toulouse 3
Catherine MARQUE	Professeur des Universités	Université de Technologie de Compiègne
Franck PERROTIN	Professeur des Universités	Université François Rabelais de Tours

Je dédie cette thèse
à mon épouse Liana,
à Dragoş et Rareş.

Remerciements

Je tiens tout d’abord à remercier Jean-Louis DILLENSEGER et Catherine MARQUE pour avoir accepté d’être les rapporteurs de cette thèse, ainsi que tous les membres du jury qui ont pris le temps de juger ce travail.

Cette thèse a reçu le soutien de l’Agence Nationale de la Recherche dans le cadre du projet TecSan SURFETUS (projet ANR-07-TECSAN-023).

Je remercie également le centre investigation clinique pour l’innovation technologique de Tours (CIC-IT 806 CHRU de Tours) pour leur mise à disposition des signaux Doppler ultrasonores issus du cœur fœtal.

Je remercie mon co-directeur de thèse, Denis KOUAMÉ, parce qu’il m’a donné la chance de travailler sur un sujet passionnant.

J’adresse un remerciement aux gens d’Althais : Fabrice, Laurent, Philippe, Stéphane, Thierry, Jean-Yves, Anton, pour la collaboration pendant le développement du dispositif expérimental. Je remercie tout particulier Laurent COLIN pour son aide, ses blagues et ses conseils pertinents.

Je remercie Sébastien MÉNIGOT pour les discussions scientifiques que l’on a eu pendant les trois ans de la thèse. Enfin, dans les discussions j’ai réalisé que tu décortiques assez bien les trucs “faciles” comme traitement du signal, programmation Matlab, L^AT_EX, C, Linux. Les conclusions ont tous le temps eu une finalité pour moi. En dehors de nos activités journalières, tes convictions sur la science et sur la vie me conviennent et j’ai eu un immense plaisir à bavarder avec toi pendant cette période. Cette thèse ne serait pas parvenue à temps si tu n’étais pas arrivé à mon secours en fin rédaction. Je finis ce paragraphe en t’invitant en Roumanie pour découvrir d’où je viens.

Je remercie aussi à mon directeur de thèse Jean-Marc GIRAULT, l’un des meilleurs chefs que j’ai eu jusqu’à présent. Je lui remercie pour la confiance et le soutien

continu qu'il m'a accordée durant ces trois ans. Dans les moments difficiles de la thèse il a su remplacer le soutien (non-scientifique) que m'aurait apporté ma famille de Roumanie. Pour toutes ces choses un grand "MERCI BEAUCOUP". Je t'attends en Roumanie.

Enfin, au-delà de la science et du laboratoire, je remercie énormément mon épouse Liana. Nous avons réussi ensemble et je suis persuadé que je ne serais pas arrivé à faire cette thèse sans ton soutien inconditionnel au début de notre aventure en France et sans tes efforts tout au long de la thèse.

Je remercie ma mère Ana parce qu'elle a acceptée d'être "mute" pendant les derniers six mois de la thèse lorsque elle a pris soin de mon enfant Rareș. Je remercie aussi mon père Ioan, mon beau-père Mihai parce qu'ils m'ont fait l'honneur d'assister à ma soutenance et à tous ceux qui auraient souhaité assister (ma sœur Simona, ma belle-mère Maria, ma belle-sœur Rodica et mon beau-frère Radu).

Résumé

Cette thèse s'inscrit dans le domaine biomédical, à l'interface entre l'instrumentation et le traitement du signal. L'objectif de ce travail est d'obtenir, grâce à un mélange de différentes informations, un monitoring de l'activité du fœtus (rythme cardiaque et mouvements fœtaux) pour apprécier son état de bien-être ou de souffrance, et ceci aux différents stades de la grossesse.

Actuellement, les paramètres qui caractérisent la souffrance fœtale, issus du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux, sont évalués par le médecin et ils sont réunis dans le score de Manning. Deux inconvénients majeurs existent : a) l'évaluation du score est trop longue puisqu'elle dure 1 heure ; b) il existe des variations inter et intra-opérateur conduisant à différentes interprétations du bilan médical de la patiente.

Pour s'affranchir de ces désavantages nous évaluons le bien-être fœtal d'une façon objective, à travers le calcul d'un score. Pour atteindre ce but, nous avons développé une technologie ultrasonore multi-capteurs (12 capteurs) permettant de recueillir une soixantaine de (paires de) signaux Doppler en provenance du cœur, des membres inférieurs et supérieurs.

Dans cette thèse notre première contribution s'appuie sur la mise en œuvre de nouveaux algorithmes de détection du rythme cardiaque (mono-canal et multi-canaux). Notre deuxième contribution concerne l'implémentation de deux catégories de paramètres basés sur le rythme cardiaque : a) la classes des paramètres « traditionnels » utilisés par les obstétriciens et évalués aussi dans le test de Manning (ligne de base, accélérations, décélérations) ; b) la classe des paramètres utilisés par les cardiologues et qui caractérisent la complexité d'une série temporelle (entropie approximée, entropie échantillonnée, entropie multi-échelle, graphe de récurrence, *etc.*).

Notre troisième contribution consiste également à apporter des modifications notables aux différents algorithmes du calcul des mouvements fœtaux et des paramètres qui en découlent comme : le nombre de mouvements, le pourcentage du temps passé en mouvement par un fœtus, la durée des mouvements.

Notre quatrième contribution concerne l'analyse conjointe du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux. Cette analyse nous conduit alors à l'identification de

différents états comportementaux. Le développement ou le non-développement de ces états est un indicateur de l'évolution neurologique du fœtus. Nous proposons d'évaluer les paramètres de mouvements pour chaque état comportemental.

Enfin, notre dernière contribution concerne la mise en œuvre de différents scores et des classifications qui en découlent.

Les perspectives directes à donner à ce travail concernent l'intégration des scores ou paramètres les plus pertinents dans un dispositif de surveillance à domicile ou bien dans un dispositif de monitoring clinique.

Mots clés : Rythme cardiaque fœtal, estimateur, corrélation, fusion, complexité, entropie approximée, entropie multi-échelle, classification, analyse en composante principale

Abstract

This thesis is in the biomedical field, at the interface of the instrumentation and signal processing. The objective of this work is to assess the fetal parameters (fetal heart rate and fetal movements) and the fetal well-being for different stages of pregnancy using a mixture of fetal parameters.

In our days, the parameters derived from heart rate and fetal movements that characterize the fetal distress are assessed by the physician and unified in the score of Manning. Two major disadvantages of Manning's score exist: a) the assessment of the score is time consuming; b) there are variations inter and intra operators leading to different interpretations of the patient's medical record.

To overcome these disadvantages we assess the fetal well-being objectively, by computing an automatique/electronic score. To achieve this goal, we developed an ultrasonic multi-sensor unit with 12 sensors allowing to collect sixty (pairs) Doppler signals from the heart, lower and upper limbs.

In this thesis our first contribution is based on the implementation of new algorithms for detecting fetal heart rate from one single channel and several multi-channel. Our second contribution concerns the implementation of two categories of parameters based on heart rate: a) the classes of "traditional" parameters used by obstetricians and also evaluated in the test of Manning (baseline, acceleration, deceleration) b) the class of the parameters used by cardiologists and characterize the complexity of a time series (entropy, approximated, sampled entropy, entropy multi-scale graph of recurrence, *etc.*).

Our third contribution was to make significant changes to the algorithms of calculation of fetal movements and the resulting parameters as: the number of movements, the percentage of time spent in motion by a fetus, the duration of movement.

Our fourth contribution was the joint analysis of fetal heart rate and fetal movements. This analysis leads to the identification of different behavioral states. Development or non-development of these states is an indicator of fetal neurological development. We propose to evaluate the parameters of movement for each behavioral state.

Our final contribution concerns the implementation of different scores and classifications.

The new directions concerning this work are to integrate the different electronic scores and the most discriminative parameters in a monitoring device which permit a home or a clinical monitoring.

Keywords : fetal heart rate, estimator, correlation, fusion, complexity, approximate entropy, multi-scale extropie, classification, principale composante analysis

ABSTRACT

Table des matières

Résumé	7
Abstract	9
Liste des tableaux	17
Table des figures	21
I Introduction	27
1 Introduction et problématique	29
2 Généralités sur le fœtus	35
2.1 Bien-être fœtal et rythme cardiaque fœtal	36
2.2 Bien-être fœtal et mouvements fœtaux	37
2.2.1 Bien-être fœtal et les mouvements fœtaux du corps	37
2.2.2 Bien-être fœtal et mouvements fœtaux pseudo-respiratoires	39
2.3 Bien-être fœtal et les états comportementaux	40
2.3.1 Comportement fœtal : les états comportementaux	40
2.4 Conclusions	41
3 Protocoles et Matériel	43

3.1	Protocoles	43
3.2	Le dispositif Actifœtus	45
II Calculs du rythme cardiaque fœtal et des mouvements fœtaux		49
4	Rythme cardiaque fœtal	51
4.1	Détection du rythme cardiaque fœtal à partir d'un seul signal Doppler	53
4.1.1	Les signaux Doppler	54
4.1.2	Les techniques temporelles	56
4.1.3	Algorithme global	58
4.1.4	Les estimateurs	60
4.1.5	Résultats d'estimation du rythme cardiaque pour un volume de mesure	60
4.1.6	Les performances des estimateurs	63
4.2	Détection du rythme cardiaque fœtal : Le mélange des estimations . .	67
4.2.1	La minimisation de l'espérance mathématique	69
4.2.2	Algorithme	70
5	Les mouvements fœtaux	75
5.1	Détection des mouvements du corps fœtal	76
5.1.1	Détection à partir d'un seul signal Doppler	76
5.1.2	Détection à partir de tous les signaux Doppler	78
5.2	Détection des mouvements pseudo-respiratoires	82
5.2.1	Détection à partir d'un signal Doppler	82
5.2.2	Détection des mouvements pseudo-respiratoires à partir de tous les signaux Doppler	84
III Paramètres fœtaux		89
6	Paramètres tirés du rythme cardiaque fœtal	93

TABLE DES MATIÈRES

6.1	Traitement informatisé du rythme cardiaque	93
6.2	Les paramètres classiques développés en obstétrique	97
6.2.1	La variabilité à court terme (VCT)	97
6.2.2	La variabilité à long terme (VLT)	98
6.2.3	Les accélérations/décélérations	99
6.3	Les paramètres développés en cardiologie	101
6.3.1	Les paramètres de complexité	102
7	Paramètres de mouvements et paramètres fusionnés	109
7.1	Paramètres de mouvements	109
7.2	Paramètres fusionnés mouvements & rythme	111
IV	Scores et Classification	115
8	Scores et classification	117
8.1	Classification avec le score e-Manning	117
8.1.1	Complexité de l'analyse automatique	118
8.1.2	Résultats : e-Manning	123
8.2	Classification par machines à vecteurs de support	124
8.3	Classification manuelle avec le score basé sur les états comportementaux	127
8.4	Conclusion	129
	Conclusion et perspectives	131
	Bibliographie	142
	Annexes	145
A	Paramètres classiques développés en obstétrique	145
A.1	La variabilité à court terme	145

A.2	Variabilité à long terme	148
A.3	Rythme cardiaque fœtal de base	150
A.4	Le nombre de périodes à haute et basse variabilité (PHV, PBV) . . .	153
B	Paramètres développés en cardiologie	157
B.1	Paramètres fréquentiels	157
B.2	Les paramètres de complexité	157
B.3	Paramètres fusionnés mouvements & rythme	159
B.3.1	Traitement du rythme cardiaque	159
B.3.2	Traitement des mouvements	160
B.3.3	Traitement conjoint du rythme et des mouvements	160

Liste des tableaux

1.1	<i>Test de Manning et attribution des points selon les critères imposés par les médecins.</i>	32
1.2	<i>L'interprétation du test de Manning selon le score obtenu à partir du tableau 1.1.</i>	33
2.1	<i>Les caractéristiques du rythme cardiaque fœtal sont notés avec A, B, C et D. VLT est la variabilité à long terme du rythme cardiaque. . . .</i>	41
2.2	<i>Les états comportementaux 1_F, 2_F, 3_F et 4_F définis à partir des caractéristiques du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux. Nous avons noté avec RCF le rythme cardiaque fœtal.</i>	41
3.1	<i>La durée des enregistrements et le nombre d'examens correspondant pour chaque durée.</i>	44
3.2	<i>Le nombre d'examens en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée). Groupe_N est le groupe des examens des grossesses normales, Groupe_P2 est le groupe des examens de grossesses pathologiques non-sévères, Groupe_P3 est le groupe des examens de grossesses pathologiques sévères, Groupe_P est la réunion des examens des groupes pathologiques non-sévères et sévères, tandis que Total est la distribution des examens en fonction de l'âge gestationnel, ou de chaque groupe.</i>	44

4.1	Les statistiques évaluées pour le motif (2143) : M_i représentent les statistiques des maxima, où $i = 1 \dots 4$, dP_1P_2 , dP_2P_3 , dP_3P_4 représentent les statistiques des différences entre les positions de deux maxima consécutives au fil du temps ; dM_2M_1 , dM_1M_4 , dM_4M_3 représentent les statistiques des différences entre les positions des deux maxima consécutives en amplitude, T représente les statistiques des durées des maxima. Nous avons constaté que les statistiques des quatre pics T_i , $i = 1 \dots 4$ étaient identiques.	65
4.2	La taille W nécessaire pour atteindre la précision de 0.25 bpm en utilisant l'autocorrélation (I_1) est de 4096 ms. Le SNR doit être supérieur à 0.6 dB. L'estimateur E_2 n'assure pas la précision de 0.25 bpm si le décalage τ entre les deux signaux directionnels est différente de 0. . .	66
6.1	<i>La valeur de la variabilité à courte terme pour la valeur de l'époque de 3,75 secondes, calculée pour le groupe des fœtus normaux (Groupe_N), pathologique avec une souffrance non-sévère (Groupe_P2), pathologique avec une souffrance sévère (Groupe_P3).</i>	98
6.2	<i>L'interprétation du tracé du rythme cardiaque de la variabilité à long terme d'après [Snijders et al., 1990].</i>	98
6.3	<i>Le nombre d'examens qui présentent des accélérations en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée), pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3 ; ExRet est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse ; ≥ 2, $= 1$, $= 0$ correspond au nombre d'examens qui présentent au moins deux accélérations, une seule accélération et aucune accélération, respectivement.</i>	99
6.4	<i>Le nombre d'examens qui présentent des décélérations en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée), pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3 ; ExRet est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse ; ≥ 1, $= 0$ correspond au nombre d'examens qui présentent au moins une décélération et aucune décélération, respectivement.</i>	100
6.5	<i>La statistique des paramètres développés en cardiologie pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3. Les paramètres ont été calculés pour le motif $m=2$ et $r=0,15$ de l'écart type du rythme cardiaque.</i>	106

LISTE DES TABLEAUX

7.1	<i>La statistique des paramètres des mouvements pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3. T_{repos} est le temps total de repos du fœtus, T_{activit} est le temps d'activité fœtale, Nr. Mouvements est le nombre des mouvements, DureMoyenne est la durée moyenne des mouvements.</i>	111
7.2	<i>La statistique des paramètres des mouvements pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3 pour différents pseudo-états comportementaux. T_{repos} est le temps total de repos du fœtus, T_{activit} est le temps d'activité fœtale, Nr. Mouvements est le nombre des mouvements, DureMoyenne est la durée moyenne des mouvements.</i>	112
8.1	<i>Classification automatique à partir du score e-Manning. Vert - les trois critères (1-2-3) sont remplis; Violet - un ou deux critères sont remplis.</i>	123
8.2	<i>Classification automatique à partir du score e-Manning. Vert - les trois critères sont remplis (7-8-9); Orange - 2 critères sont remplis; Rouge - 1 critère est remplis.</i>	124
8.3	<i>Classification automatique en utilisant SVM et les différents scores.</i>	126
8.4	<i>Classification manuelle à partir du score réduit de Manning.</i>	127
8.5	<i>Classification manuelle à partir du score réduit de Manning.</i>	128
A.1	<i>Valeur prédictive de l'acidose en fonction de la variabilité à court terme du rythme cardiaque fœtal d'après [Vergnaud et Levaillant, 2004].</i>	145
A.2	<i>Interprétation de la variabilité à court terme du rythme cardiaque fœtal, d'après [Vergnaud et Levaillant, 2004].</i>	146
A.3	<i>La valeur de la variabilité à court terme pour la valeur de 3,75 secondes, dans le cas du rythme cardiaque (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database », accessible à www.physionet.org.</i>	147
A.4	<i>La valeur de la variabilité à court terme pour la valeur de 2 secondes, dans le cas du rythme cardiaque (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database », accessible à www.physionet.org.</i>	147

- A.5 *La valeur de la variabilité à court terme pour la valeur de 3,75 secondes, dans le cas du rythme cardiaque d'un fœtus qui présente une arythmie (-) signifie que la variabilité n'a pas été calculée). 148*
- A.6 *La valeur de la variabilité à long terme pour la valeur de 3.75 secondes, dans le cas du rythme cardiaque (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database », accessible à www.physionet.org. 149*
- A.7 *La valeur de la variabilité à long terme pour la valeur de 2 secondes, dans le cas du rythme cardiaque (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database », accessible à www.physionet.org. 149*
- A.8 *Le nombre d'examens qui présentent une ligne de base dans l'intervalle normal en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée) pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3; ExRet est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse; ≥ 110 et ≤ 160 correspond au nombre d'examens qui présentent une ligne de base comprise dans les limites normales; < 110 or > 160 correspond au nombre d'examens qui ont une ligne de base anormale. 152*
- A.9 *Le nombre d'examens qui présentent des périodes à haute variation en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée) pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3; ExRet est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse; ≥ 1 , = 0 correspond aux nombres d'examens qui présentent au moins une période à haute variation et aucune période à haute variations, respectivement. 154*
- A.10 *Le nombre des examens qui présentent des périodes à basse variation en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée) pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3; ExRet est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse; ≥ 1 , = 0 est le nombre d'examens qui présentent au moins une période à basse variation, ou aucune période à basse variation, respectivement. 155*

Table des figures

2.1	<i>La circulation du sang dans le système circulatoire fœtal. Nous avons noté en rouge le sang fœtal oxygéné et en bleu le sang fœtal non-oxygéné.</i>	36
2.2	<i>L'émergence des mouvements pendant le premier trimestre de la grossesse en fonction de l'âge gestationnel [de Vries et Fong, 2006]. . . .</i>	37
2.3	<i>Valeurs calculées dans le cas des fœtus sains par [ten Hof et al., 2002] pour le pourcentage de temps passé en mouvement par le fœtus, durée moyenne d'un mouvement et nombre de mouvements par heure; « rouge » la valeur médiane; « bleu » 90% pourcentile; « vert » 10% pourcentile.</i>	38
3.1	<i>a) Le système de monitoring fœtal composé d'un ordinateur et du module Actifœtus; b) Le module Actifœtus avec les 3 groupes de 4 capteurs chacun.</i>	45
3.2	<i>Positionnement des capteurs : le groupe dédié à la détection du rythme cardiaque du fœtus est orienté vers le cœur fœtal; les groupes dédiés aux mouvement fœtaux sont orientés vers les membres inférieurs et supérieurs respectivement.</i>	46
3.3	<i>Le groupe de quatre capteurs cardiaque $c = 1 \dots 4$, reçoit le signal rétro-diffusé à partir de cinq profondeurs $p = 1 \dots 5$.</i>	46
4.1	<i>(a) Le rythme cardiaque est estimé pour chaque volume de mesure à l'aide d'un estimateur commun pour tous les volumes; (b) La valeur finale du rythme cardiaque (R_f) est obtenue en mélangeant toutes les estimations du rythme cardiaque.</i>	52

4.2	<i>Electro-cardiogramme (ECG) fœtal et le signal Doppler correspondant, extrait de [Jezewski et al., 2006]. Les événements du cycle cardiaque se voient différemment dans le signal Doppler : Atc - les contractions des oreillettes, Mo et Mc - l'ouverture et la fermeture de la valve mitrale, Ao et Ac - l'ouverture et la fermeture de la valve aortique. . .</i>	52
4.3	<i>Principe de la détection du rythme cardiaque fœtal pour un canal Doppler.</i>	53
4.4	<i>Principe de la détection de l'enveloppe du signal Doppler redressé non-directionnel (x_e).</i>	54
4.5	<i>Principe de la détection des enveloppes des signaux Doppler redressés directionnels (x_F, et x_B).</i>	55
4.6	<i>Les techniques temporelles évaluées sur l'enveloppe du signal Doppler redressé directionnel négatif (x_F) : a) l'autocorrélation; b) la corrélation-croisée; c) le coefficient de la corrélation; d) la fonction YIN.</i>	59
4.7	<i>a) Le rythme fourni par Oxford SONICAID à partir du signal directionnel x_B recueilli avec le capteur 2 à la 3-ième profondeur. Estimation du rythme cardiaque fœtal avec : b) l'autocorrélation; c) la corrélation-croisée; d) le coefficient de corrélation; e) la fonction YIN. La courbe en rouge est le rythme cardiaque fourni par le système Oxford SONICAID.</i>	61
4.8	<i>a) Le rythme fourni par Oxford SONICAID à partir du signal recueilli avec le capteur 2 à la 3-ième profondeur. Estimation du rythme cardiaque fœtal avec l'autocorrélation (I_1) : b) utilisant x_F (E_1); c) utilisant x_B (E_3); d) la méthode de fusion (E_2); e) utilisant x_e (E_4). La courbe en rouge est le rythme cardiaque fourni par Oxford SONICAID.</i>	62
4.9	<i>Signal Doppler réel acquis sur le deuxième capteur-troisième profondeur du groupe cardiaque : Figure (a) représente le signal Doppler redressé (en pointille) et son enveloppe (en continu). Figure (b) présente les signaux directionnels correspondant aux diffuseurs qui se rapprochent de capteur (en continu), respectivement aux diffuseurs qui s'éloignent du capteur (en pointillé).</i>	64

TABLE DES FIGURES

4.10	Représentation de l'enveloppe des signaux Doppler et des paramètres mesurés : les maxima M_i , les différences dM_iM_j , dP_iP_j , $i, j = 1, \dots, 4$. P_A sont les zones actives (qui contiennent les pics du motif) et P_P les zones passives, respectivement. T_S est l'intervalle qui correspond à la fréquence cardiaque simulée, tandis que T_m est la durée du motif. . . .	65
4.11	<i>Le mélange des données à l'instant t_{n+1}, consiste à trouver une fonction f et les poids \mathbf{a} qui approxime le mieux la valeur réelle du rythme cardiaque.</i>	68
4.12	<i>Rythme cardiaque fœtal de la patiente 19-SAB-CA : a) rythme estimé avec Actifoetus après la fusion des rythmes calculés sur tous les canaux ; b) rythme cardiaque estimé avec Actifœtus après lissage. Nous observons que le rythme est approximativement identique au rythme fourni par Oxford SONICAID.</i>	72
4.13	<i>Rythme cardiaque fœtal de la patiente 09-CHA-ME : a) enregistrement Oxford SONICAID ; b) rythme cardiaque estimé avec Actifœtus.</i> . . .	72
4.14	<i>Rythme cardiaque fœtal de la patiente 15-SAL-LA : a) enregistrement Oxford SONICAID ; b) rythme cardiaque estimé avec Actifœtus.</i> . . .	73
5.1	<i>Principe de détection des mouvements sur un signal Doppler.</i>	77
5.2	<i>Principe de détection d'un mouvement sur l'ensemble des signaux Doppler d'une galette. Le principe peut être appliqué au niveau des deux ou trois galettes.</i>	78
5.3	<i>Le signal « somme » filtré des mouvements dans le cas d'un examen de la patiente 15-SAL-LA : (b) sur le groupe thorax ; (c) sur le groupes des membres supérieurs ; (d) sur le groupe des membres inférieurs.</i> . .	80
5.4	<i>Le signal « somme » filtré des mouvements dans le cas d'un examen de la patiente 09-CHA-ME : (b) sur le groupe thorax ; (c) sur le groupes des membres supérieurs ; (d) sur le groupe des membres inférieurs.</i>	81
5.5	<i>Le principe de détection des mouvements pseudo-respiratoires au niveau d'un canal Doppler.</i>	83

5.6	<i>Détection des mouvements pseudo-respiratoires en utilisant la phase du signal Doppler et les signaux directionnels : (a) la phase, les signaux directionnels x_B et x_F ; (b) l'autocorrélation de la phase, x_B et x_F ; (c) la densité spectrale de puissance de la phase, x_B et x_F</i>	85
5.7	<i>Détection des mouvements pseudo-respiratoires en utilisant la phase du signal Doppler et les signaux directionnels. La respiration de la mère engendre une composante spectrale à 0,2 Hz qui peut perturber la détection des mouvements pseudo-respiratoires.</i>	86
5.8	<i>Détection des mouvements pseudo-respiratoires à partir du volume exploré. Nous avons utilisé un seuil égal à 1 pour la détection des épisodes pseudo-respiratoires.</i>	87
5.9	<i>Les paramètres qui sont utilisés dans la caractérisation du bien-être fœtal sont déduits à partir du rythme cardiaque fœtal, des mouvements fœtaux et de l'information conjointe du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux.</i>	91
6.1	<i>Exemple d'une série temporelle fournie par un système ECG.</i>	94
6.2	<i>Exemple d'une série temporelle fournie par un système Doppler. . . .</i>	94
6.3	<i>La valeur du rythme cardiaque pour une époque est égale à la moyenne des rythmes cardiaques estimés pendant la durée de l'époque.</i>	95
6.4	<i>Différence d'une série temporelle fournie par un système ECG et un système Doppler. T_i représentent les intervalles $R - R$ de la série ECG, R_i sont les rythmes associés aux T_i, W est la taille d'analyse du signal Doppler, D est le décalage temporel utilisé dans l'analyse du signal Doppler, P est un paramètre quelconque.</i>	96
6.5	<i>Exemple de calcul de l'entropie multi-échelle dans le cas d'un rythme cardiaque : a) d'un fœtus sain et d'un fœtus en souffrance ; b) l'entropie multi-échelle calculée pour le motif $m=2$.</i>	104
6.6	<i>(a) rythme cardiaque d'un fœtus sain ; (b) rythme cardiaque d'un fœtus en souffrance ; (c) la matrice \mathbf{RP} calculée pour le fœtus sain ; (d), la matrice \mathbf{RP} calculée pour le fœtus en souffrance ; (e) la longueur diagonale moyenne L_{moy} (la relation B.3) est un paramètre discriminant.</i>	107

TABLE DES FIGURES

7.1	<i>Les paramètres de mouvements calculés sont : le nombre et la durée des mouvements, le pourcentage du temps pendant lequel le fœtus bouge ou il est en repos.</i>	110
8.1	<i>Évaluation automatique du score e-Manning dans le cas d'un fœtus sain : (a) le rythme est réactif (2 points); (b) 3 mouvements sont détectés (2 points); (c) au moins un épisode de 30 secondes des mouvements pseudo-respiratoires est détecté (2 points).</i>	119
8.2	<i>Évaluation automatique du score e-Manning dans le cas d'un fœtus sain : (a) le rythme n'est pas réactif (0 points); (b) au moins trois mouvements sont détectés (2 points); (c) au moins un épisode de 30 secondes des mouvements pseudo-respiratoires est détecté (2 points). .</i>	120
8.3	<i>Évaluation automatique du score e-Manning dans le cas d'un fœtus en souffrance : (a) le rythme est réactif (2 points); (b) pas de mouvements sont détectés (0 points); (c) au moins un épisode de 30 secondes des mouvements pseudo-respiratoires est détecté (2 points). . .</i>	121
8.4	<i>Évaluation automatique du score e-Manning dans le cas d'un fœtus en souffrance : (a) le rythme n'est pas réactif (0 points); (b) pas de mouvements sont détectés (0 points); (c) au moins un épisode de 30 secondes des mouvements pseudo-respiratoires est détecté (2 points). .</i>	122
A.1	<i>a) Rythme cardiaque fœtal (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database » accessible sur www.physionet.org; b) rythme cardiaque d'un fœtus qui présente une arythmie.</i>	146
A.2	<i>Le choix de la ligne de base influence l'interprétation du tracé du rythme cardiaque.</i>	151
B.1	<i>Le calcul de la variabilité à long terme pour un tracé du rythme cardiaque.</i>	161
B.2	<i>Détermination des signaux binaires A, B, C et D nécessaires pour identifier les périodes qui caractérisent les états comportementaux. . .</i>	162
B.3	<i>Détermination du signal binaire d'accélération ACC pour identifier les périodes qui caractérisent les états comportementaux.</i>	162

B.4 *Détermination du signal des mouvements binaire Mvts nécessaire
pour identifier les périodes qui caractérisent les états comportementaux.*163

Première partie

Introduction

Chapitre 1

Introduction et problématique

Aujourd'hui dans l'Union européenne (UE) il y a environ 5 millions de naissances chaque année [Project, 2008]. Le taux de mortalité fœtale^a y est compris entre 3-10‰ selon le pays. Puisque la France a un taux de mortalité fœtale de 9.1‰, qui est parmi les plus élevés d'Europe, l'évaluation du bien-être fœtal est un problème de santé publique. Le bien-être fœtal qui traduit le développement du fœtus durant le troisième trimestre (24-41 semaines gestationnelles) est impacté d'un part par le potentiel génétique du fœtus et d'autre part par des facteurs environnementaux. Ces facteurs environnementaux dépendent de l'organisme de la mère qui doit assurer toutes les conditions nécessaires (en terme d'oxygène et de substances nutritives) pour que l'organisme fœtal puisse se développer correctement.

Pour s'assurer du bon développement du fœtus, dans sa démarche le médecin évalue deux aspects : l'état de santé de la mère et les paramètres fœtaux. Tant que le fœtus a une évolution normale et des paramètres corrects, le médecin considère que l'organisme fœtal se développe correctement, et la stratégie du médecin se limite à l'évaluation des paramètres de la mère. Ces grossesses sont considérées comme des grossesses normales et elles se finissent à terme.

A ce premier type de grossesses s'ajoute une deuxième catégorie de grossesses : les grossesses à risque. Pour cette catégorie, les mères qui présentent un facteur de risque pour le développement du fœtus sont incluses dès le début de la gestation. C'est le cas par exemple : i) de l'infection maternelle qui favorise l'accouchement prématuré

a. La mortalité fœtale est définie comme le rapport entre le nombre des fœtus morts pendant la vie intra-utérine et le nombre total des fœtus.

et augmente la vulnérabilité du fœtus à une lésion cérébrale [Gotsch *et al.*, 2007], [Kendall et Peebles, 2005], [Mercer, 2004], ii) du diabète maternel qui peut impliquer un retard de croissance intra-utérin (IUGR), une accélération de la croissance ou légers déficits neurologiques [Ornoy *et al.*, 1999], [Ornoy *et al.*, 2001]. Notez aussi que dans cette catégorie à risque sont incluses certaines grossesses normales qui évoluent vers des grossesses pathologiques, comme par exemple les grossesses à risque liées aux pathologies du placenta [Vogler *et al.*, 2000], ou aux pathologies fœtales [Delle Chiaie *et al.*, 2001]. Pour ce dernier type de grossesses à risque, qui peuvent compromettre le développement du fœtus, la mère ne présente pas de facteurs de risque et ses paramètres sont corrects. Parmi les grossesses à risque, un certain nombre se finissent à terme avec un nouveau-né en bon état de santé.

Malheureusement, pour une partie des grossesses à risque, le fœtus est affecté d'une hypoxémie^b accompagnée par une hypoxie^c, quelle que soit la pathologie maternelle, placentaire ou fœtale. Cette hypoxie engendre un retard de croissance intra-utérin (IUGR) du fœtus avec des lésions fœtales ou la mort du fœtus dans de nombreuses grossesses à risque [Vintzileos *et al.*, 1991]. Notez que le taux de mortalité périnatale^d est 4-8 fois plus grand pour les fœtus IUGR, et la morbidité^e y est présente dans 50% des fœtus vivants [Lawn *et al.*, 2005].

Durant la grossesse, l'hypoxie fœtale est le plus souvent chronique, et évolue sur plusieurs semaines ou mois en engendrant une souffrance fœtale. Cette souffrance ayant naturellement un retentissement sur le comportement du fœtus, une bonne connaissance et une détection précoce des anomalies de ce comportement peuvent permettre une intervention rapide pour extraire le fœtus et diminuer ainsi les risques et les séquelles pour l'enfant à naître. L'existence d'une souffrance fœtale est vérifiée en évaluant le bien-être fœtal. Pour évaluer le bien-être fœtal, le médecin dispose de plusieurs stratégies :

1. le comptage des mouvements par la mère [Sadovsky et Polishuk, 1977]. Un monitoring continu, qui consiste à compter 10 mouvements fœtaux par la mère, est simple et il réduit le taux de la mortalité fœtale ;
2. le test de la stimulation vibro-acoustique [Pinette *et al.*, 2005] ;

b. L'hypoxémie est une diminution de la quantité d'oxygène contenue dans le sang fœtal

c. L'hypoxie désigne un déséquilibre entre les besoins tissulaires en oxygène et les apports.

d. Le taux de la mortalité périnatale est égal au taux de la mortalité fœtale + le taux de mortalité néonatale (la mort pendant les 8 jours après l'accouchement) du fœtus.

e. La morbidité est l'incidence d'une maladie.

-
3. utiliser les techniques Doppler pulsées pour évaluer les vitesses du flux sanguin [Maulik et Figueroa, 2005] ;
 4. évaluer le profil biophysique [Manning *et al.*, 1980].

Le profil biophysique [Manning *et al.*, 1980], [Manning *et al.*, 1985] connu aussi sous le nom de « test de Manning », est effectué : i) s'il y a des doutes à propos de la santé du fœtus suite à un examen effectué normalement, ii) s'il y a des symptômes de la mère/du fœtus, ou iii) si la grossesse est considérée à risque.

Le test de Manning est composé de deux évaluations réalisées simultanément : une évaluation du rythme cardiaque et une évaluation échographique. D'une part, la première évaluation monitorise le rythme cardiaque fœtal. Le monitoring du rythme cardiaque peut se réaliser à l'aide d'une des modalités suivantes :

1. la phonocardiographie [Ruffo *et al.*, 2010] ;
2. l'électro-cardiographie [Sameni et Clifford, 2010] ;
3. signaux Doppler ultrasonores [Roger et Nageotte, 2003].

D'autre part, l'échographie est utilisée pour valider les critères liés aux mouvements et à la quantité du liquide amniotique. Notez que l'information de mouvements est aussi accessible en utilisant les signaux Doppler, ce qui n'est pas possible avec les autres modalités de monitoring du rythme cardiaque. C'est la raison pour laquelle dans cette thèse nous travaillons avec la modalité ultrasonore.

Enfin, à partir des deux évaluations précédentes, le médecin établit un score (tableau 1.1). Pour chaque critère validé le fœtus reçoit 2 points. À la fin de l'examen, le médecin établit un score qui caractérise l'état du fœtus. L'interprétation du score de Manning est présentée dans le tableau 1.2. Cependant le double monitoring (monitoring du rythme et le monitoring échographique) pourrait être à la base d'erreurs humaines dans l'interprétation du résultat final.

Aujourd'hui peu d'équipes médicales réalisent ce test de Manning puisqu'il nécessite la présence prolongée et permanente d'un personnel médical spécialisé. La validation des critères peut être obtenue après de longues périodes, le médecin ayant besoin d'au moins 30 minutes. Parfois, le temps de surveillance peut se prolonger jusqu'à 60 minutes[SOGC, 2007].

Ce score possède deux inconvénients majeurs : a) l'évaluation du score est chronophage ; b) les variations inter et intra-opérateur peuvent conduire à des résultats différents.

CHAPITRE 1. INTRODUCTION ET PROBLÉMATIQUE

Paramètres	Critères de Normalité	Présent	Absent
Rythme cardiaque fœtal réactif	≥ 2 accélérations du rythme cardiaque fœtal sur une période de 30 minutes	2	0
Mouvements fœtaux	≥ 3 mouvements isolés des membres ou du tronc pendant 30 minutes	2	0
Mouvements respiratoires fœtaux	≥ 1 épisode de 30 secondes pendant les 30 minutes	2	0
Tonus fœtal	≥ 1 épisode d'extension avec retour en flexion d'un membre ou du tronc, ou d'ouverture et de fermeture d'une main sur une période de 30 minutes	2	0
Quantité de liquide amniotique	≥ 1 citerne de liquide amniotique qui mesure ≥ 1 cm dans 2 plans perpendiculaires	2	0

TABLE 1.1 – *Test de Manning et attribution des points selon les critères imposés par les médecins.*

L'objectif principal de la thèse est de s'affranchir des inconvénients précédents et de discriminer les fœtus sains de ceux en souffrance. Pour réaliser cet objectif nous nous proposons d'une part d'évaluer objectivement à l'aide d'un système Doppler ultrasonore multi-capteurs (12 capteurs) les critères du test de Manning qui caractérisent le bien-être fœtal, et d'autre part de proposer des scores électroniques similaires à celui de Manning.

Le second objectif n'est qu'une conséquence du premier, puisqu'il s'agit d'améliorer les algorithmes existants ou d'en proposer de nouveaux pour calculer des paramètres liés aux mouvements et/ou au rythme cardiaque, qui ne sont pas prévus dans le test de Manning et qui peuvent aider la discrimination.

Enfin et pour finir la présentation de la problématique, nous devons indiquer que cette thèse a été réalisée à travers le projet TecSan Surfoetus. La contrainte principale dans ce projet était l'implémentation temps-réel des différents algorithmes en partenariat avec les industriels du projet. Des phases de développement, d'implémentation et de tests ont notablement ralenti notre travail de recherche et réduit nos objectifs.

Le plan de la thèse s'articule autour de quatre parties. La première partie dans laquelle nous avons présenté la problématique est complétée du chapitre 2 sur les

Score	Interprétation	Conduite à tenir
10	Enfant normal, faible risque d'asphyxie ou d'infection	Répéter le test une fois par semaine. Deux fois dans les grossesses diabétiques. Toutes les 48 heures dans les RPM (rupture prématurée des membranes)
8	Enfant normal, faible risque d'asphyxie chronique ou d'infection	Répéter le test une fois par semaine. Deux fois dans les grossesses diabétiques, toutes les 48 heures dans les RPM. L'oligoamnios est une indication d'accouchement.
6	Suspicion d'asphyxie chronique ou d'infection	Répéter le test dans les 4 à 6 heures. L'oligoamnios (insuffisance de liquide amniotique) est une indication d'accouchement
4	Suspicion d'asphyxie chronique ou d'infection	Si > 36 semaines et cliniques favorables : accouchement. Si > 36 et $L/S = 2$ (rapport de la lécithine sur la sphingomyéline) répéter le test dans les 24 heures. Si < 4 : accouchement.
0-2	Fortes suspicions d'asphyxie chronique ou d'infection	Prolonger le test sur 120 min. Si le score est toujours inférieur à 4 : accouchement.

TABLE 1.2 – *L'interprétation du test de Manning selon le score obtenu à partir du tableau 1.1.*

généralités du fœtus et le chapitre 3 dédié au dispositif Doppler ainsi qu'au protocole.

La deuxième partie de la thèse est composée de deux chapitres. Nous y présentons la détection du rythme cardiaque (chapitre 4) et la détection des mouvements (chapitre 5).

La troisième partie de cette thèse présente les paramètres fœtaux. Cette partie est composée de deux chapitres. Dans le chapitre 6 nous avons présenté les paramètres tirés du rythme cardiaque. Ces paramètres ont été classifiés en paramètres obstétricaux et cardiaques. Dans le chapitre 7 nous présentons les paramètres de mouvements.

La quatrième partie de la thèse est composée du chapitre 8 dans lequel y est présenté les scores proposés pour classifier les fœtus et les résultats de la classification.

Finalement, à la fin de la thèse nous présentons les conclusions et les perspectives.

Chapitre 2

Généralités sur le fœtus

L'objectif de ce chapitre dédié aux généralités, est de montrer que les paramètres fœtaux (cœur/mouvements), que nous souhaitons monitorer peuvent être influencés par un grand nombre de facteurs, complexifiant ainsi notre travail.

Nous avons évoqué précédemment que la souffrance fœtale pouvait apparaître lorsque l'apport d'oxygène et de substances nutritives était insuffisant. Parce que l'oxygénation du sang fœtal n'est pas réalisé au niveau des poumons fœtaux, mais au niveau maternel, et parce que le système circulatoire du fœtus est lié par le placenta au système circulatoire de la mère (figure 2.1), les facteurs qui influencent l'apport d'oxygène et de substances nutritives peuvent être d'origine maternelle, placentaire ou fœtale.

Quelle que soit l'origine d'un apport défectueux, la diminution de la quantité d'oxygène contenue dans le sang fœtal (l'hypoxémie) peut avoir comme conséquence une hypoxie. Bien qu'il existe plusieurs causes qui puissent déterminer l'hypoxie et plusieurs degrés d'hypoxie, le fœtus possède plusieurs mécanismes de défense.

Malheureusement, les variations des paramètres fœtaux résultant des mécanismes de défense sont similaires aux variations existantes dans le cas des fœtus sains. L'évaluation du bien-être fœtal devient dans cette situation une tâche très difficile.

Nous commençons par présenter brièvement les variations du rythme cardiaque dans la section 2.1. Parfois, l'interprétation de ces variations est facilitée par l'interprétation des mouvements fœtaux qui seront présentés dans la section 2.2. Finalement la combinaison, entre les caractéristiques du rythme cardiaque et les mouvements fœtaux, définit les états comportementaux du fœtus qui seront présentés dans la

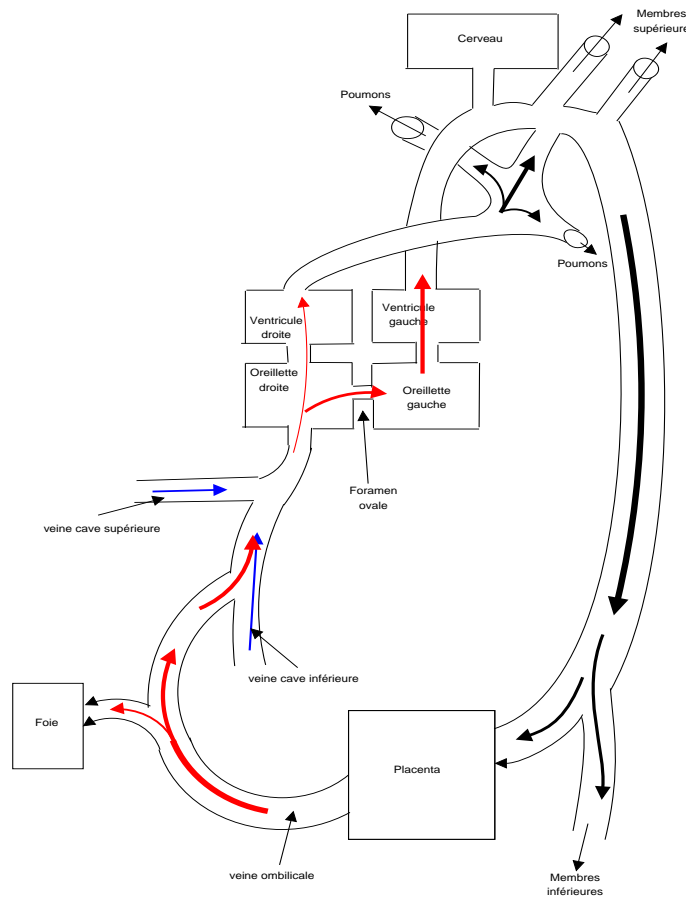


FIGURE 2.1 – La circulation du sang dans le système circulatoire fœtal. Nous avons noté en rouge le sang fœtal oxygéné et en bleu le sang fœtal non-oxygéné.

section 2.3.

2.1 Bien-être fœtal et rythme cardiaque fœtal

Un des mécanismes mis en jeu par le fœtus pour lutter contre l'hypoxie est d'augmenter son débit cardiaque qui peut être, le cas échéant, accompagné d'une accélération de la fréquence cardiaque et/ou d'une modification de la contractilité du cœur.

Cette accélération pourrait donc constituer un indicateur pour la souffrance fœtale. Toutefois, parce qu'elle peut être liée à d'autres causes, comme par exemple à une stimulation acoustique, aux émotions de la mère ou à la présence des mouve-

ments fœtaux, cet indicateur potentiel ne doit pas être utilisé seul mais être complété par d'autres indicateurs. Enfin, notez à titre indicatif que le test de Manning associe la présence d'accélération au bien-être fœtal comme indiqué dans le tableau 1.1.

2.2 Bien-être fœtal et mouvements fœtaux

2.2.1 Bien-être fœtal et les mouvements fœtaux du corps

Les mouvements fœtaux ont pu être observés après l'apparition de l'échographie. Avec l'apparition de l'échographie, les neurologues ont extrapolé leur observations faits sur les nouveaux-nés au fœtus [Prechtl, 1984]. Une corrélation entre les mouvements fœtaux d'une part, et le développement du système nerveux (la maturation des neurones et des synapses) d'autre part a été mise en évidence [Prechtl, 1990].

Les premiers mouvements du fœtus apparaissent autour de la 10^e semaine, mais ils se définissent autour de la 22^e semaine [de Vries *et al.*, 1988]. La figure 2.2 présente l'émergence de ceux-ci en fonction de l'âge gestationnel [de Vries et Fong, 2006]. Notez que, comme notre protocole inclut des grossesses à partir de la 24^e semaine,

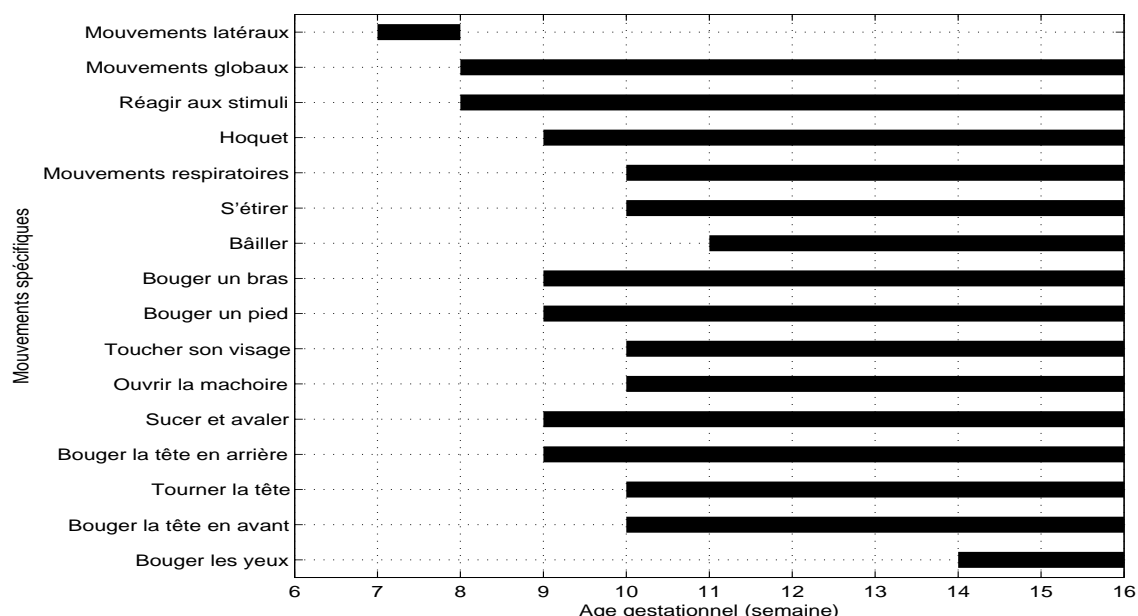


FIGURE 2.2 – L'émergence des mouvements pendant le premier trimestre de la grossesse en fonction de l'âge gestationnel [de Vries et Fong, 2006].

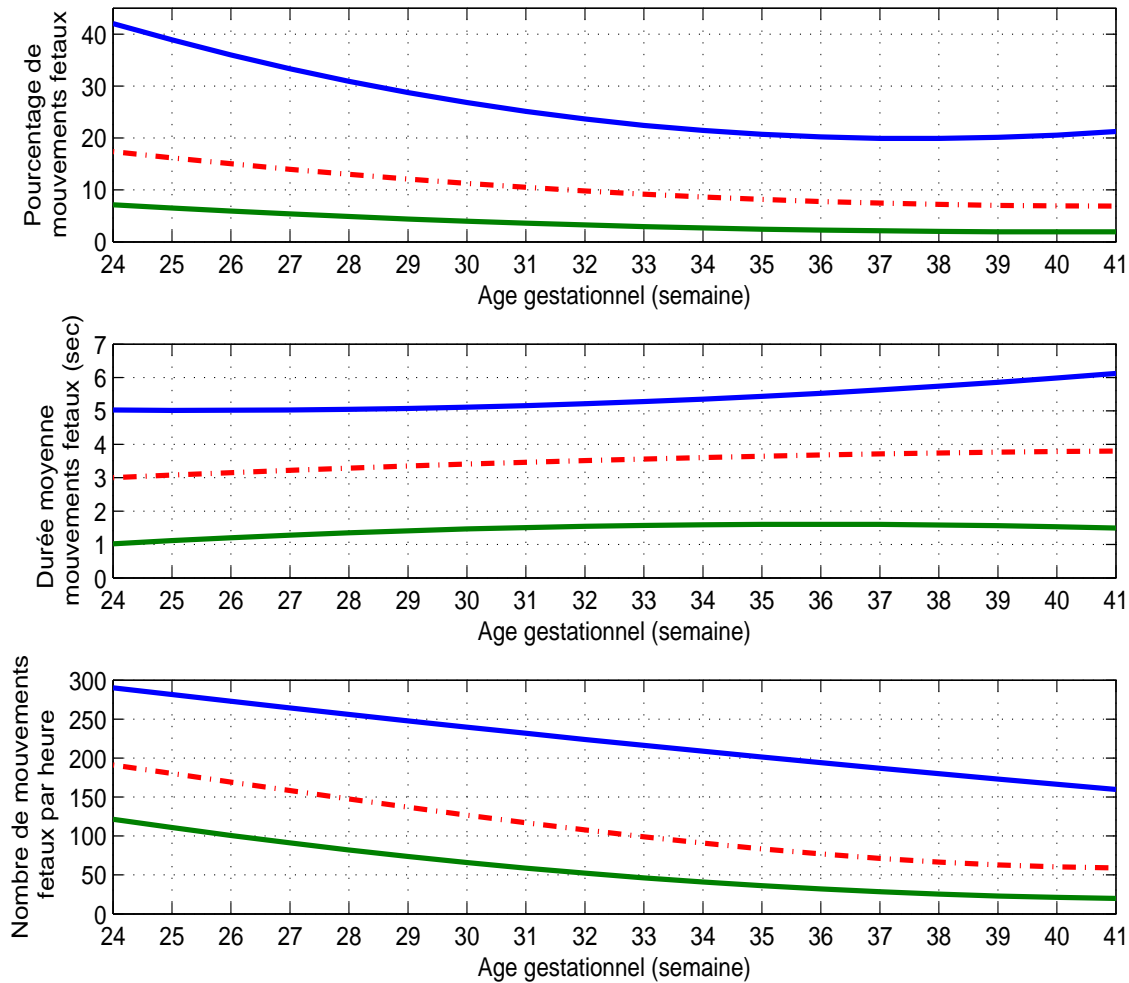


FIGURE 2.3 – Valeurs calculées dans le cas des fœtus sains par [ten Hof et al., 2002] pour le pourcentage de temps passé en mouvement par le fœtus, durée moyenne d'un mouvement et nombre de mouvements par heure ; « rouge » la valeur médiane ; « bleu » 90% pourcentile ; « vert » 10% pourcentile.

nous sommes en mesure de détecter tous ces mouvements.

Pendant la vie intra-utérine les mouvements fœtaux peuvent être spécifiques (des membres), globaux (combinaison de mouvements des membres) ou généraux (du corps). Les mouvements spécifiques sont définis par une période d'activité suivie d'une période de repos [Timor Tritsch *et al.*, 1976]. Les mouvements globaux et généraux sont définis comme une combinaison de mouvements spécifiques.

Nous pouvons observer dans la figure 2.3 que chez les fœtus sains le pourcentage du temps pendant lequel le fœtus est en mouvement, ainsi que le nombre des

2.2. BIEN-ÊTRE FŒTAL ET MOUVEMENTS FŒTAUX

mouvements baissent avec l'âge gestationnel [ten Hof *et al.*, 2002]. D'autre part, la durée moyenne des mouvements augmente légèrement. Cette diminution du temps des mouvements est en lien avec les états comportementaux [Rizzo *et al.*, 1987], [Rizzo *et al.*, 1988], [Romanini et Rizzo, 1995], qui seront présentés dans la section 2.3.1.

Les mouvements fœtaux peuvent être un indicateur pour identifier l'hypoxie sévère. Pour une hypoxie sévère, le mécanisme de défense du fœtus apparaît plutôt au niveau systémique. Ce dernier consiste en la redistribution préférentielle du flux sanguin vers le cœur et le cerveau, suite à une modification de la résistance vasculaire périphérique. Dans ce cas, les mouvements fœtaux baissent en fréquence et en intensité ou même disparaissent afin de garantir une énergie suffisante pour soutenir des organes vitaux (le cœur et le cerveau) ou pour éviter la mort intra-utérine. Dans ce cas les paramètres des mouvements fœtaux se modifient et pourraient constituer un bon indicateur de souffrance fœtale. Toutefois, la variation des mouvements fœtaux pouvant être liée à d'autres processus présents chez le fœtus sain (période d'accalmie), cet indicateur doit être complété par d'autres indicateurs. Enfin, notez à titre indicatif que la présence des mouvements est associée au bien-être fœtal dans le test de Manning.

2.2.2 Bien-être fœtal et mouvements fœtaux pseudo-respiratoires

D'après certaines études, les mouvements pseudo-respiratoires sont les premiers à disparaître en présence d'une souffrance fœtale, ceci afin que l'énergie et l'oxygène puissent être redistribués. Généralement, il est accepté que la présence de ces mouvements est un élément qui suggère l'état de bien-être fœtal plutôt que la souffrance fœtale. Cependant, des études montrent que ces mouvements sont bien présents dans le cas de fœtus en souffrance (des fœtus qui présentent un retard de croissance intra-utérin) [Rizzo *et al.*, 1987]. Enfin, les mouvements pseudo-respiratoires apparaissent au premier trimestre de la grossesse [de Vries et Fong, 2006] et ils sont séparés par de longues périodes d'apnée, ce qui complexifie leur interprétation.

Dans le test de Manning la présence de ce paramètre est associée au bien-être fœtal. Toutefois, l'interprétation de ce paramètre est très difficile parce que son absence peut indiquer tout simplement une période d'apnée et non pas la souffrance fœtale.

Aussi, l'interprétation de ces mouvements devraient se faire en fonction de l'état de la mère. Florido et al. [Florido *et al.*, 2008] ont montré que les caractéristiques de ces mouvements changent dans le cas de grossesses de mères diabétiques ou ayant de l'hypertension.

2.3 Bien-être fœtal et les états comportementaux

La difficulté de l'interprétation individuelle du rythme cardiaque fœtal apparaît quand nous ne savons pas si la variation du rythme cardiaque est due à une souffrance fœtale, ou si c'est une réaction normale de l'organisme fœtal. Le même problème existe si nous interprétons indépendamment les mouvements fœtaux.

En vue de mieux prédire la souffrance fœtale il semble judicieux d'effectuer une étude simultanée du rythme cardiaque fœtal et des mouvements fœtaux, puisque chez les fœtus sains il y a une *coordination* entre les variations du rythme cardiaque et les mouvements fœtaux.

Notez que dans le test de Manning il n'y a aucun critère qui prenne en compte simultanément des informations tirées du rythme cardiaque et mouvements fœtaux.

Nous décrivons dans la suite les états comportementaux fœtaux et leur lien avec le rythme cardiaque et les mouvements fœtaux.

2.3.1 Comportement fœtal : les états comportementaux

Les états comportementaux ont été définies par Nijhuis [Nijhuis *et al.*, 1982], au moment de l'apparition de l'échographie bidimensionnelle qui a rendu possible la visualisation du fœtus. Nijhuis a identifié quatre états comportementaux qui tiennent compte des caractéristiques du rythme cardiaque, de mouvements oculaires du fœtus (MO), et des mouvements fœtaux généraux (MG).

Les caractéristiques du rythme cardiaque sont notées avec A, B, C et D dans le tableau 2.1 et elles sont définies à partir des accélérations^a et de la variabilité à long terme^b (VLT) du rythme cardiaque. Le tableau 2.1 résume les caractéristiques du rythme cardiaque correspondant aux états comportementaux du fœtus.

a. L'accélération du rythme cardiaque est définie dans la section 6.2.3.

b. La variabilité à long terme du rythme cardiaque est définie dans la section 6.2.2.

2.4. CONCLUSIONS

Rythme cardiaque fœtal	
A	$VLT \leq 10$ bpm ; les accélérations sont strictement liées aux mouvements
B	$VLT \geq 10$ bpm ; la présence de nombreuses accélérations
C	$VLT \geq 10$ bpm ; les accélérations ne sont pas présentes
D	rythme cardiaque non-stable avec la présence de beaucoup d'accélérations

TABLE 2.1 – Les caractéristiques du rythme cardiaque fœtal sont notés avec A , B , C et D . VLT est la variabilité à long terme du rythme cardiaque.

État	RCF	MO	MG
1_F (sommeil calme)	A	Absent	Absent
2_F (sommeil actif)	B	Présent	Présent
3_F (éveil calme)	C	Présent	Absent
4_F (éveil actif)	D	Présent	Présent

TABLE 2.2 – Les états comportementaux 1_F , 2_F , 3_F et 4_F définis à partir des caractéristiques du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux. Nous avons noté avec RCF le rythme cardiaque fœtal.

Finalement, les états comportementaux sont définis en utilisant les informations de mouvements oculaires et des mouvements généraux aux informations du rythme cardiaque. Les définitions des états comportementaux sont données dans le tableau 2.2. Le tableau 2.2 utilise les définitions du tableau 2.1 pour établir les quatre états comportementaux, notés avec 1_F , 2_F , 3_F et 4_F .

Notez que pour déterminer les quatre états comportementaux un traitement simultané du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux doit être effectué.

Il est important d'évaluer les états comportementaux parce que les paramètres de mouvements (nombre, durée, pourcentage du temps passé en mouvement) présentent une différence chez les fœtus normaux en comparaison avec les fœtus en souffrance [Rizzo *et al.*, 1987].

2.4 Conclusions

Évaluer le bien-être fœtal d'une façon automatique nécessite l'évaluation des trois critères du test de Manning disponibles avec l'appareil Doppler multi-capteur,

multi-porte. Cependant, l'interprétation des paramètres calculés dans le cas des trois critères s'avère difficile.

Pour affiner l'évaluation du bien-être fœtale il y a deux possibilités. La première est d'utiliser un traitement simultané du rythme cardiaque fœtal et des mouvements. Ce traitement conduit à l'identification des états comportementaux du fœtus. La procédure standard qui détermine les états comportementaux nécessite une échographie du fœtus pendant laquelle les mouvements oculaires sont identifiés. En utilisant notre appareil, il est très difficile d'obtenir cette information. Nous parlerons plutôt de pseudo-états comportementaux parce que nous ne disposons pas de l'information sur les mouvements des yeux.

Une deuxième possibilité est de calculer d'autres paramètres avec lesquels nous pouvons proposer d'autres critères calculés en temps-réel qui caractérisent le bien-être fœtal.

Chapitre 3

Protocoles et Matériel

3.1 Protocoles

Dans cet étude, 68 patientes ont été incluses. L'étude a été approuvée par le comité d'éthique du CIC-IT (Centre d'investigation clinique - Innovation Technologie) du CHRU de Tours. Le consentement des patientes a été obtenu avant les enregistrements. Les patientes sont âgées de plus de 18 ans, leur grossesse est singulière. Les enregistrements sont effectués durant les 24^e et 40^e semaines d'aménorrhée. Les grossesses dont le fœtus présente des malformations n'ont pas été considérées.

Le nombre d'examens par patiente qui est compris entre 1 et 6 examens, a varié suivant la disponibilité de la patiente ou des décisions médicales par rapport à la patiente. Au total, nous avons obtenu 178 examens pour les 68 patientes. La durée des examens prévue par le protocole était de 30 minutes, cependant certains ont été raccourcis comme indiqué dans le tableau 3.1.

Les patientes ont été classées par les médecins en trois groupes. Le premier groupe (noté *Groupe_N*) est le groupe des examens des patientes dont la grossesse a évolué d'une façon normale. Le deuxième groupe (noté *Groupe_P2*) est le groupe des examens des patientes dont la grossesse a évolué vers une grossesse pathologique, mais dont la souffrance du fœtus a été considérée non-sévère. Le troisième groupe (noté *Groupe_P3*) contient les examens des patientes dont la grossesse a évolué vers une grossesse pathologique, accompagné d'une souffrance sévère du fœtus. La distribution des examens en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée) est illustrée dans le tableau 3.2. La distribution présentée dans le tableau 3.2 considère

CHAPITRE 3. PROTOCOLES ET MATÉRIEL

Examens	
Durée [min]	Nombres
30	125
29	25
28	2
27	7
26	4
24	1
22	3
21	2
19	2
16	2
9	1
8	1
5	1
3	1
1	1
Total	5052
	178

TABLE 3.1 – *La durée des enregistrements et le nombre d’examens correspondant pour chaque durée.*

	Nombre d'examens/semaine d'aménorrhée																			Total
	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	Total		
Groupe_N	0	6	7	15	4	10	6	11	5	6	3	10	1	3	2	1	0	90		
Groupe_P2	0	0	1	0	1	0	1	1	3	4	2	1	1	1	0	0	0	16		
Groupe_P3	2	0	5	4	6	9	5	6	3	4	0	0	0	0	0	0	0	44		
Groupe_P	2	0	6	4	7	9	6	7	6	8	2	1	1	1	0	0	0	60		
Total	2	6	13	19	11	19	12	18	11	14	5	11	2	4	2	1	0	150		

TABLE 3.2 – *Le nombre d’examens en fonction de l’âge gestationnel (semaine d’aménorrhée). Groupe_N est le groupe des examens des grossesses normales, Groupe_P2 est le groupe des examens de grossesses pathologiques non-sévères, Groupe_P3 est le groupe des examens de grossesses pathologiques sévères, Groupe_P est la réunion des examens des groupes pathologiques non-sévères et sévères, tandis que Total est la distribution des examens en fonction de l’âge gestationnel, ou de chaque groupe.*

seulement 150 des 178 examens parce que nous avons enlevé de notre étude les examens de durée inférieure à 29 minutes. Finalement, les résultats présentés dans cette

3.2. LE DISPOSITIF ACTIFŒTUS

thèse ont été obtenus à partir de 122 examens sur les 150 puisque les 28 examens manquants ont été enregistrés au fur et à mesure de la thèse.

3.2 Le dispositif Actifœtus

Notre système (figure 3.1a) est composé d'un ordinateur personnel (PC) et d'un module Actifœtus. Le module Actifœtus (figure 3.1b), co-développé avec Althaïs Technologies (Tours, France), contient trois groupes de quatre capteurs et la carte d'acquisition Doppler. Un groupe est utilisé pour déterminer le rythme cardiaque, tandis que les deux autres sont utilisés pour la détection des mouvements des membres supérieurs, respectivement inférieurs. Les détails du fonctionnement (le protocole de la transmission des données) de la carte d'acquisition est présenté dans [Rouvre, 2006].

Pour surveiller le fœtus, les trois groupes/galettes de capteurs sont placés sur le ventre de la mère (figure 3.2). Le groupe dédié au monitoring cardiaque est placé de telle façon que les ultrasons se propagent vers le cœur fœtal. De la même façon, les deux groupes qui surveillent les mouvements des membres sont placés de telle façon que les ondes ultrasonores insonifient les membres supérieurs et inférieurs respectivement.

Les capteurs des 3 groupes (cœur, membres inférieurs, membres supérieurs) sont identiques. Ils sont mono-éléments et non-focalisés. Ils ont une forme circulaire, leur

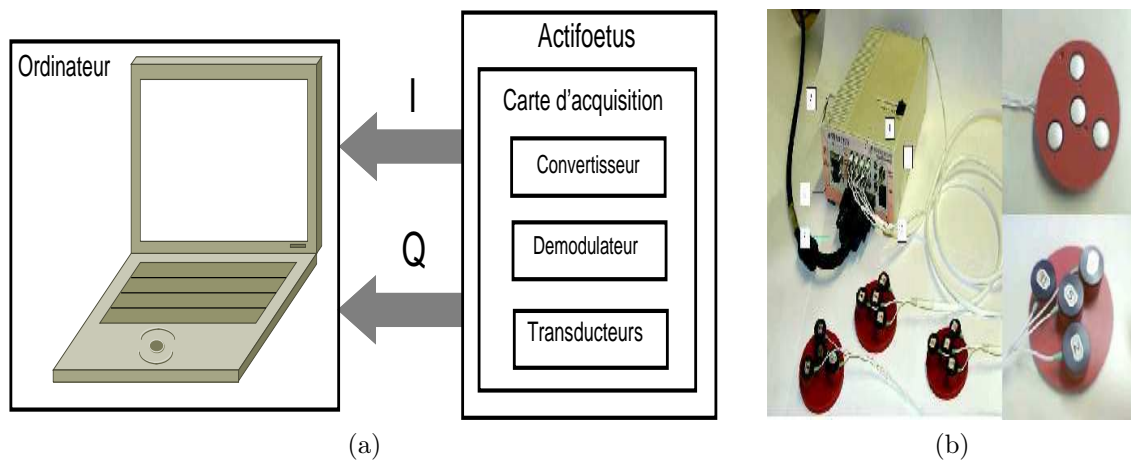


FIGURE 3.1 – a) Le système de monitoring fœtal composé d'un ordinateur et du module Actifœtus ; b) Le module Actifœtus avec les 3 groupes de 4 capteurs chacun.

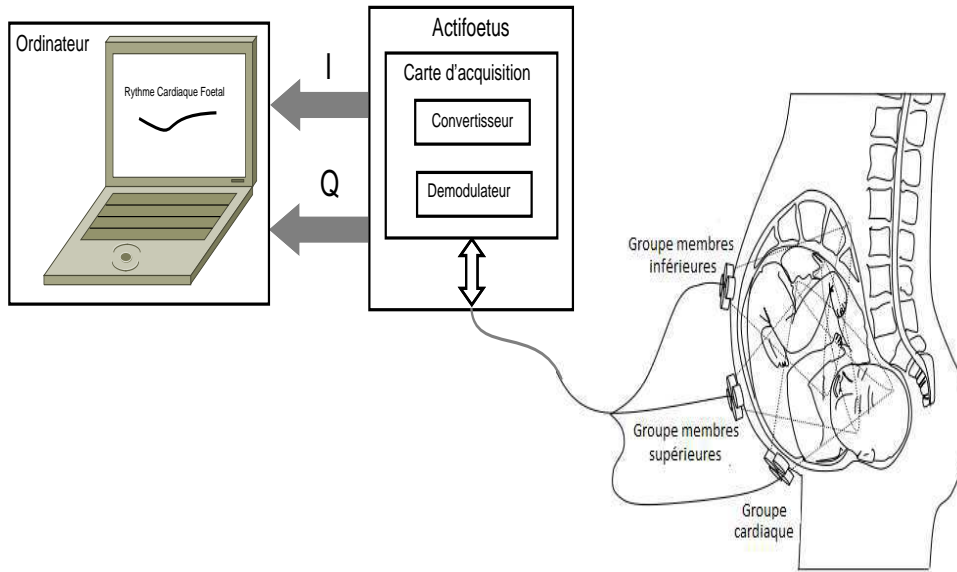


FIGURE 3.2 – Positionnement des capteurs : le groupe dédié à la détection du rythme cardiaque du fœtus est orienté vers le cœur fœtal ; les groupes dédiés aux mouvement fœtaux sont orientés vers les membres inférieurs et supérieurs respectivement.

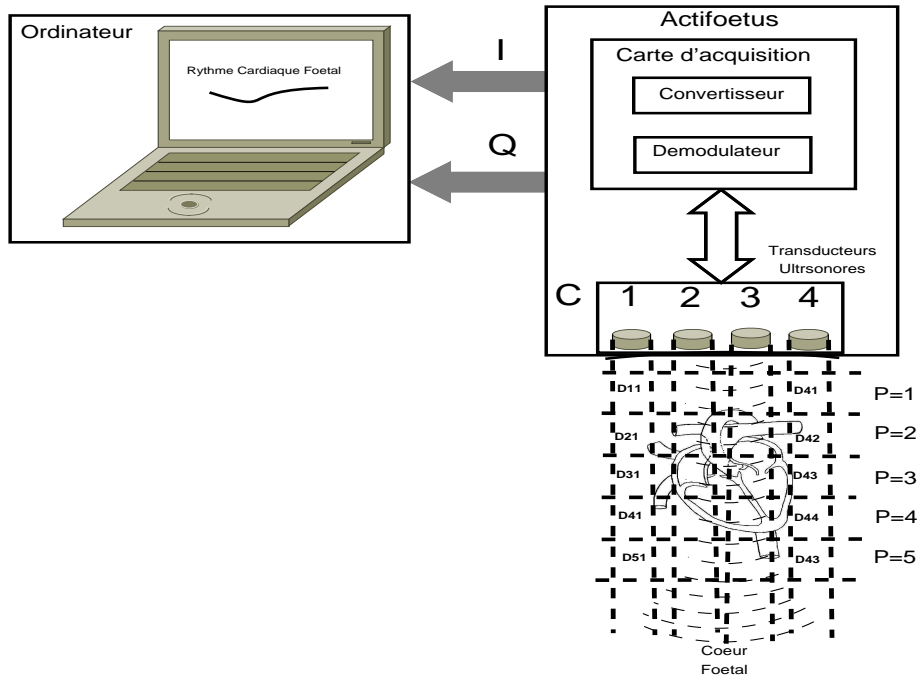


FIGURE 3.3 – Le groupe de quatre capteurs cardiaque $c = 1 \dots 4$, reçoit le signal rétro-diffusé à partir de cinq profondeurs $p = 1 \dots 5$.

3.2. LE DISPOSITIF ACTIFCETUS

diamètre étant de 13,5 mm et la puissance acoustique de 1 mW/cm². Géométriquement les capteurs occupent les sommets et le centre de gravité d'un triangle équilatéral de côté de 40,7 mm.

Les capteurs émettent une excitation sinusoïdale à 2,25MHz, avec une fréquence de répétition de tir (PRF) de 1kHz. L'onde se propage à travers l'abdomen de la mère vers le cœur fœtal ou vers les membres. Pour chaque capteur le signal rétro-diffusé est enregistré à partir de cinq profondeurs/canaux différentes que nous illustrons dans la figure 3.3, où les signaux sont notés avec $D_{cp}, c = 1 \dots 4, p = 1 \dots 5$.

Le signal ultrasonore reçu est converti en signal électrique et amplifié pour compenser l'atténuation avec la profondeur, considérée à 1 dB/cm/MHz. Le signal est ensuite démodulé en phase^a(**I**) et en quadrature (**Q**) [Jensen, 1996]. Pour chaque paire capteur-profondeur correspond une paire de signaux I et Q . Au final nous disposons de 60 ($3 \times 4 \times 5$) signaux Doppler qui proviennent de 60 volumes de mesure différents. Les signaux analogiques démodulés I et Q constituent les entrées de deux intégrateurs. Les valeurs des intégrateurs sont lues et quantifiées toutes les millisecondes avec deux convertisseurs analogiques-numériques de 12 bits. Les sorties numériques des convertisseurs constituent le signal Doppler numérique.

Pour résumer, dans cette partie nous avons présenté la problématique, le système ultrasonore mis à disposition et le type de patientes étudiées. Dans la partie suivante, nous présenterons nos contributions dans l'évaluation du rythme cardiaque fœtal et dans l'évaluation des mouvements.

a. Nous avons noté avec I le signal en phase recueilli à partir d'un seul volume de mesure, et avec **I** le vecteur composé de tous les signaux en phase en provenance de tous les volumes de mesure.

Deuxième partie

Calculs du rythme cardiaque fœtal et des mouvements fœtaux

Chapitre 4

Rythme cardiaque foetal

Ce travail sur le rythme cardiaque correspond à notre première grande contribution dans laquelle nous avons implémenté des algorithmes existants et nouveaux [Voicu *et al.*, 2009, Voicu *et al.*, 2010, Voicu *et al.*, 2011].

Ici, nous évaluons le rythme cardiaque à partir de quatre capteurs intégrés dans la galette dédiée au cœur foetal. Nous disposons de 20 signaux (4 capteurs x 5 profondeurs) Doppler complexes. Comme la figure 4.1 le montre, nous proposons d'évaluer le rythme cardiaque foetal à travers deux étapes :

1. dans une première étape l'estimation du rythme cardiaque est réalisée au niveau de chaque signal Doppler acquis à partir d'un canal (volume de mesure). Pour tous les volumes de mesure nous utilisons le même estimateur, comme il est indiqué dans la figure 4.1a. Le choix de l'estimateur est argumenté dans la section 4.1.6 ;
2. dans une deuxième étape nous mélangeons toutes les estimations trouvées à l'étape précédente. Le principe est illustré dans la figure 4.1b.

Dans le début de ce chapitre nous commençons par illustrer les caractéristiques du signal Doppler en provenance du cœur foetal. Nous pouvons observer dans la figure 4.2 (extraite de [Jezewski *et al.*, 2006]) le signal électrique et le signal Doppler en provenance du cœur foetal pour une séquence de deux cycles cardiaques. Le signal électrique engendré par le cœur foetal, noté avec FECG dans la figure 4.2, présente un pic prédominant par cycle cardiaque. Ce pic correspond aux contractions des ventricules (les complexes QRS). En comparaison, le signal Doppler engendré par l'activité motrice du cœur est caractérisé par un motif composé de plusieurs maxima

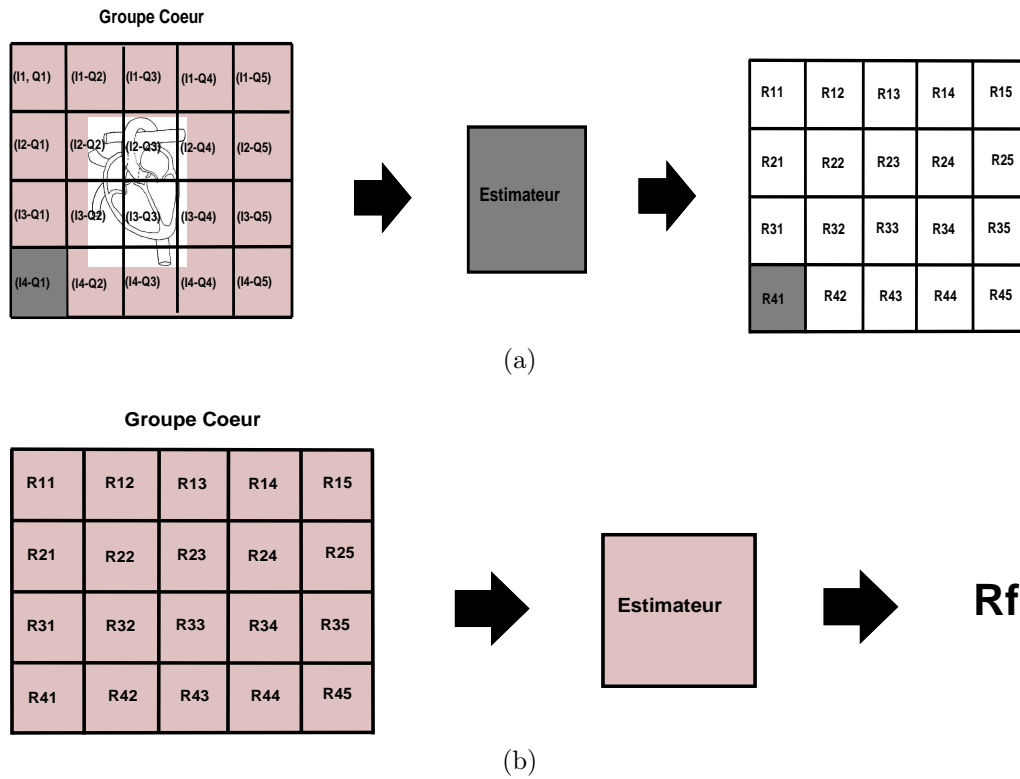


FIGURE 4.1 – (a) Le rythme cardiaque est estimé pour chaque volume de mesure à l'aide d'un estimateur commun pour tous les volumes ; (b) La valeur finale du rythme cardiaque (R_f) est obtenue en mélangeant toutes les estimations du rythme cardiaque.

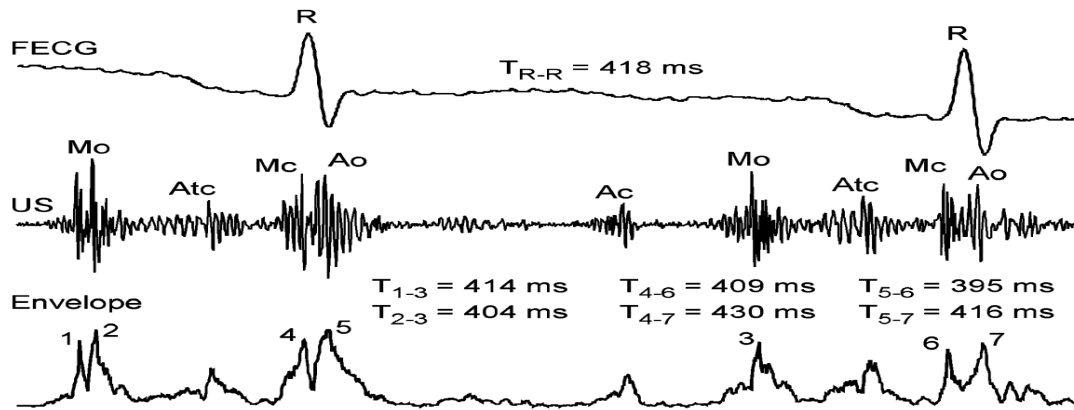


FIGURE 4.2 – Electro-cardiogramme (ECG) fœtal et le signal Doppler correspondant, extrait de [Jezewski et al., 2006]. Les événements du cycle cardiaque se voient différemment dans le signal Doppler : Atc - les contractions des oreillettes, Mo et Mc - l'ouverture et la fermeture de la valve mitrale, Ao et Ac - l'ouverture et la fermeture de la valve aortique.

4.1. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL À PARTIR D'UN SEUL SIGNAL DOPPLER

par cycle cardiaque. Ces maxima correspondent aux mouvements des oreillettes, des ventricules et des valves.

Le motif engendré par ces mouvements varie beaucoup d'un cycle cardiaque à l'autre. Les variations du motif sont dues au changement de la contractilité du muscle cardiaque, de l'angle de tir ou aux mouvements fœtaux [Shakespeare *et al.*, 2001]. Ce signal ultrasonore est beaucoup plus compliqué que ne l'est le signal ECG. Les algorithmes utilisés sur les signaux ECG, et basés sur la détection des pics, ne peuvent pas être utilisés directement sur les signaux Doppler. De nouveaux algorithmes étant nécessaires, nous présentons dans la suite les méthodes Doppler existantes et celles que nous proposons.

4.1 Détection du rythme cardiaque fœtal à partir d'un seul signal Doppler

Pour la détection du rythme cardiaque fœtal à partir d'un seul canal Doppler nous avons testé plusieurs estimateurs. Ces estimateurs diffèrent, soit au niveau du signal Doppler (directionnel ou non-directionnel), soit au niveau de la technique temporelle utilisée pour estimer la fréquence cardiaque. Par exemple, les dispositifs existants sur le marché tels que Sonicaid Oxford (Oxford Instruments Sonicaid, Abington, Royaume-Uni) [Pardey *et al.*, 2002], Hewlett-Packard 8030A (Hewlett-Packard, Palo Alto, Californie, Etats-Unis) [Courtin *et al.*, 1977], et Philips Avalon F40 (Philips, Amsterdam, Pays-Bas) utilisent l'enveloppe du signal Doppler redressé non-directionnel. D'autres auteurs [Kret et Kaluzynski, 2006], [Voicu *et al.*, 2009], [Voicu *et al.*, 2010] ont utilisé l'enveloppe du signal Doppler redressée directionnelle.

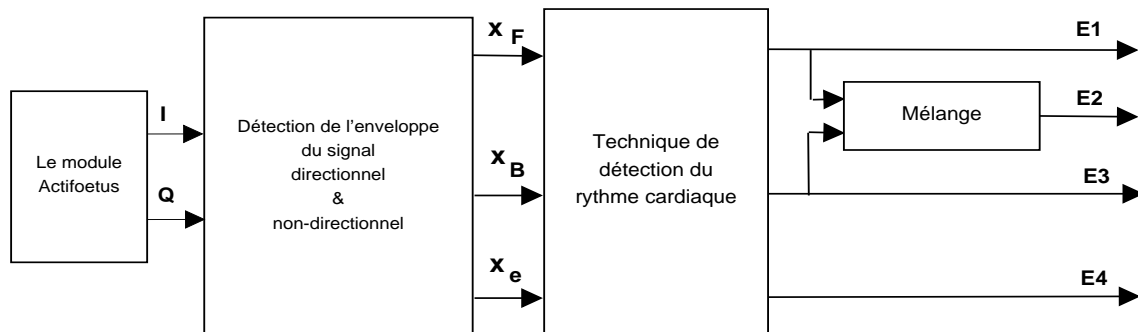


FIGURE 4.3 – Principe de la détection du rythme cardiaque fœtal pour un canal Doppler.

Le principe de la détection du rythme cardiaque fœtal pour un canal est illustré dans la figure 4.3.

Dans la suite nous détaillons chaque bloc de ce schéma. Nous expliquons la procédure de calcul de l'enveloppe des signaux Doppler directionnels (x_F et x_B) et non-directionnel (x_e) dans la section 4.1.1. Ensuite, les techniques de détection du rythme cardiaque sont discutées dans la section 4.1.2 et la section 4.1.3. Dans la section 4.1.2 nous expliquons les fonctions temporelles, tandis que dans la section 4.1.3 nous expliquons l'algorithme d'estimation du rythme.

4.1.1 Les signaux Doppler

À partir des signaux I et Q fournis par l'appareil Actifoetus nous déduisons l'enveloppe du signal Doppler redressé non-directionnel (notée x_e) et les enveloppes des deux signaux Doppler directionnels redressés (notées x_F , x_B). Le signal x_F est engendré par les diffuseurs qui s'éloignent du capteur, le signal x_B est engendré par les diffuseurs qui se rapprochent du capteur, tandis que le signal x_e prend en compte les mouvements des diffuseurs qui se rapprochent et qui s'éloignent du capteur.

4.1.1.1 L'enveloppe du signal Doppler non-directionnel

L'enveloppe du signal Doppler redressé *non-directionnel* peut être déduite soit en utilisant le signal Doppler en phase I soit le signal en quadrature Q . La figure 4.4 en montre le principe. Sachant que les vitesses des parois du cœur fœtal engendrent des décalages Doppler dans la bande 90-180 Hz pour une fréquence d'émission de

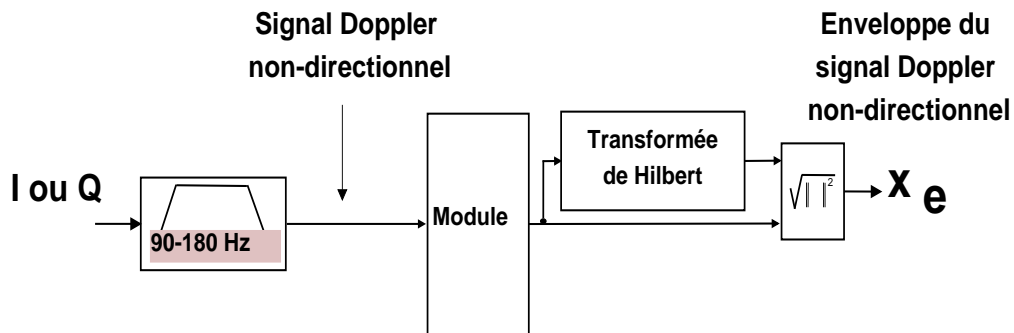


FIGURE 4.4 – Principe de la détection de l'enveloppe du signal Doppler redressé non-directionnel (x_e).

4.1. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL À PARTIR D'UN SEUL SIGNAL DOPPLER

2,25 MHz, nous avons filtré les signaux I dans cette bande. Le signal filtré dans cette bande est ensuite redressé. Finalement, l'enveloppe est égale à la racine carré du module du signal complexe dont la partie réelle est le signal redressé et la partie imaginaire la transformée Hilbert de celui-ci. Nous avons noté ce signal avec x_e .

4.1.1.2 L'enveloppe du signal Doppler directionnel

Les enveloppes des signaux Doppler redressés *directionnels* se calculent en utilisant conjointement les deux signaux Doppler en phase I et en quadrature Q . La figure 4.5 montre le principe. Les deux signaux sont filtrés dans la bande 90-180 Hz. Pour obtenir les signaux directionnels plusieurs méthodes sont possibles [Jensen, 1996].

La méthode la plus simple consiste à filtrer de nouveau les signaux filtrés avec un filtre analytique et son conjugué pour récupérer le signal Doppler correspondant aux diffuseurs qui se rapprochent du capteur, noté avec x_B , et aux diffuseurs qui s'éloignent, noté avec x_F , respectivement.

Les enveloppes de ces signaux sont égales à la racine carré des modules des signaux complexes dont les parties réelles sont les signaux redressés et les parties imaginaires les transformées Hilbert de ces signaux.

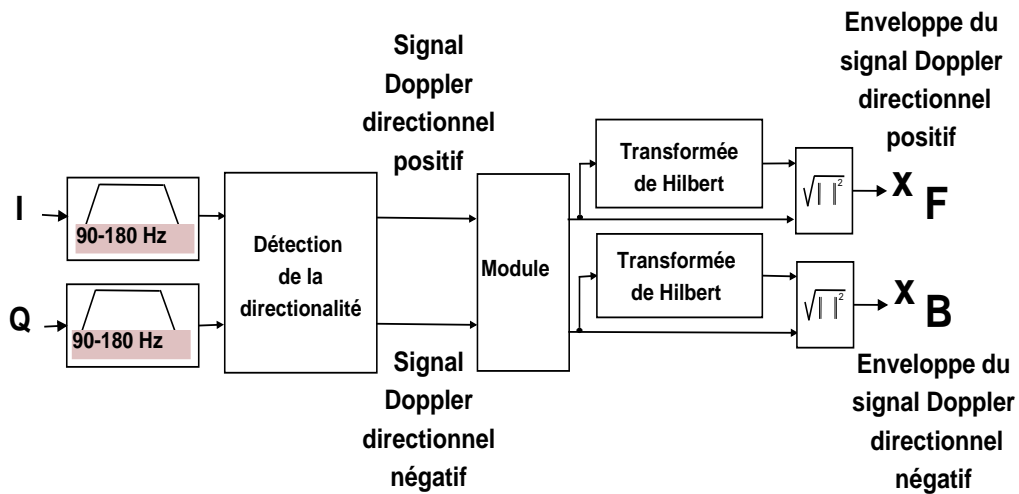


FIGURE 4.5 – Principe de la détection des enveloppes des signaux Doppler redressés directionnels (x_F , et x_B).

4.1.2 Les techniques temporelles

Disposant maintenant de trois signaux Doppler différents (x_e , x_F , x_B) nous nous proposons d'estimer à partir de ces trois derniers le rythme cardiaque à l'aide de quatre fonctions.

Ici notre travail a consisté à implémenter en temps réel, à tester puis adapter des techniques issues du domaine de l'audio à celui de l'évaluation du rythme cardiaque fœtal. Parmi les quatre techniques présentées ci-dessous, seules les trois premières sont connues et utilisées dans le domaine fœtal.

Nous nous proposons maintenant de décrire les différentes techniques temporelles que nous avons proposées et utilisées. Les différentes fonctions sont décrites par les équations 4.1 à 4.4. Dans les équations 4.1 à 4.4, nous avons noté $x(t)$ un des signaux x_F , x_B , x_e , W la taille du segment analysé et k le décalage temporel ($k = 0 \dots W-1$).

4.1.2.1 L'autocorrélation

L'autocorrélation donne une information sur la similarité du signal avec une version décalée de lui même. Le signal est caractérisé par W échantillons, tandis qu'en dehors de cette fenêtre, le signal est considéré nul.

$$I_1(t, k) = \frac{1}{W} \sum_{n=1}^{W-|k|-1} x(t, n) \cdot x(t, n + k). \quad (4.1)$$

Le volume de calcul nécessaire pour calculer la valeur de I_1 au décalage k , est $(W - k)$ multiplications et $(W - k - 1)$ additions. Pour toutes les valeurs de k ($k = 0, \dots, W - 1$) nous avons besoin de $W(W + 1)$ multiplications et de $W(W - 1)$ additions. Sachant que l'autocorrélation est la transformée de Fourier inverse du module du spectre du signal (en ignorant la phase), il est recommandé d'implémenter l'autocorrélation en utilisant la transformée de Fourier. Notez enfin que l'autocorrélation est un cas particulier de la corrélation-croisée.

4.1. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL À PARTIR D'UN SEUL SIGNAL DOPPLER

4.1.2.2 La corrélation-croisée

La corrélation-croisée estime la similarité entre deux signaux différents en fonction du décalage appliqué pour un des deux signaux.

$$I_2(t, k) = \frac{1}{W} \sum_{n=1}^W x(t, n) \cdot x(t, n + W + k). \quad (4.2)$$

Dans notre cas les deux signaux sont deux parties distinctes qui proviennent du même signal, que ce soit x_F , x_B , ou x_e . Le volume de calcul est identique avec celui de l'autocorrélation.

4.1.2.3 Le coefficient de corrélation

Le coefficient de corrélation de deux signaux est égal au produit scalaire, normalisé par rapport au produit des variances.

$$I_3(t, k) = \frac{\sum_{n=1}^W x(t, n) \cdot x(t, n + k)}{\sqrt{\left(\sum_{n=1}^W x(t, n) \cdot x(t, n)\right) \cdot \left(\sum_{p=k}^{k+W} x(t, n + p) \cdot x(t, n + p)\right)}} \quad (4.3)$$

Le deuxième signal commence à l'instant $t+k$ et dure également W échantillons. Pour calculer un point de la fonction I_3 , nous évaluons pour chaque décalage k le produit scalaire entre les deux vecteurs et leurs variances. Le volume de calcul pour une valeur de la fonction I_3 est beaucoup plus important que dans le cas des fonctions I_1 , I_2 . Notez que pour *une valeur du décalage* k le numérateur de la fonction I_3 nécessite le même volume de calcul que pour la fonction I_1 (ou I_2) dans son ensemble. Pour le dénominateur les variances nécessitent $2W$ multiplications et $2W - 1$ additions chacune.

4.1.2.4 La fonction YIN

Cette fonction [de Cheveigne et Kawahara, 2002], qui est similaire à celle développée dans [Girault et Kouame, 2002], part de l'idée que pour un signal périodique

nous avons $x(t) - x(t + T) = 0, \forall t$, où T est la période du signal.

$$I_4(t, k) = \begin{cases} 1, & \text{si } k = 0 \\ d(t, k) / \left[\frac{1}{k} \sum_{j=1}^k d(t, j) \right], & \text{si } k \neq 0 \\ d(t, k) = \sum_{n=1}^W (x(t, n) - x(t, n + k))^2 & \end{cases} \quad (4.4)$$

Considérons maintenant le signal pendant une période W , et la partie du signal décalée de k échantillons par rapport à l'instant t . Evaluons la somme des différences quadratiques entre les échantillons de deux parties du signal. Cette moyenne est connue dans le domaine du traitement de la parole sous le nom de la moyenne des magnitudes des différences (average magnitude difference fonction (AMDF)) [Ross *et al.*, 1974], qui a déjà été appliquée à l'estimation du rythme cardiaque [Wang *et al.*, 1994]. Toutefois, nous sommes les premiers à avoir appliqué cet estimateur sur les signaux Doppler en provenance du cœur [Voicu *et al.*, 2011].

La fonction présente des minimums aux instants multiple de la période T du signal. Pour détecter la périodicité il faut absolument que $W > T$. Contrairement aux autres estimateurs temporels, ici nous cherchons des minimums. Pour chaque décalage k , $(W + 1)$ multiplications et de $(W - 1 + k(k + 1)/2)$ additions sont nécessaires.

4.1.3 Algorithme global

Pour un segment d'analyse, l'algorithme qui estime le rythme cardiaque est décrit par les étapes ^a suivantes :

1. calculer une des fonctions I_1, I_2, I_3, I_4 ;
2. identifier les zones des fonctions qui dépassent un seuil préétabli (illustré en bleu dans la figure 4.6) ;
3. identifier la position du maximum global pour chaque zone qui dépasse le seuil (dans la figure 4.6 les positions sont 456, 923 et 1381 pour l'autocorrélation) ;
4. calculer les rythmes correspondants aux intervalles des deux maxima consécutifs (les rythmes associés aux intervalles consécutifs 456, 467 et 458 sont : 131,57, 128,47 et 131,00 battements par minute) ;

a. Pour YIN les étapes sont les mêmes à la différence que nous cherchons les minimums.

4.1. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL À PARTIR D'UN SEUL SIGNAL DOPPLER

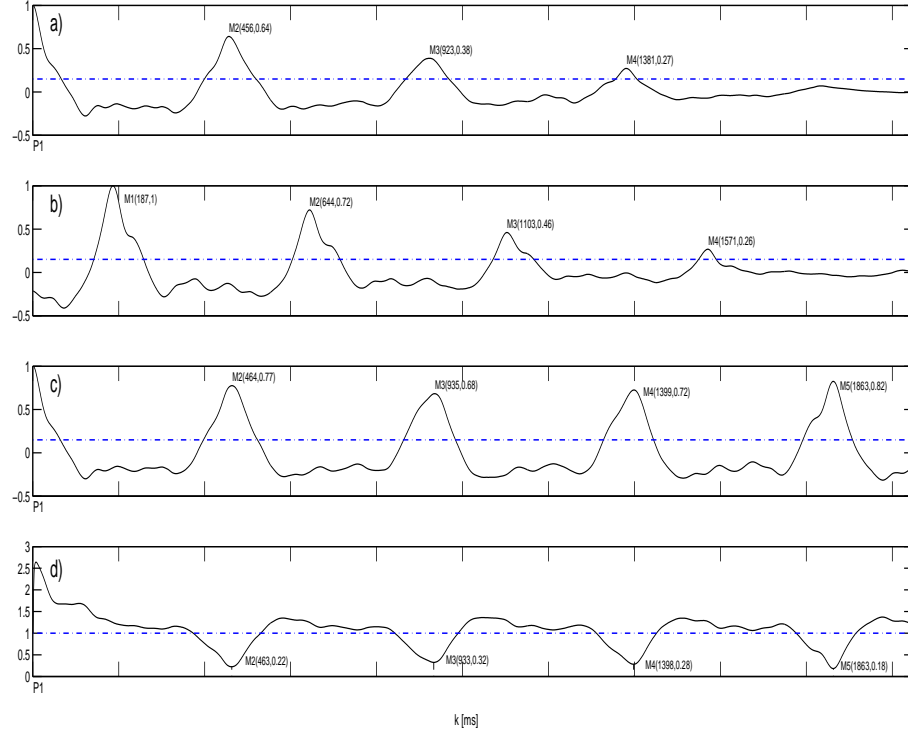


FIGURE 4.6 – Les techniques temporelles évaluées sur l'enveloppe du signal Doppler redressé directionnel négatif (x_F) : a) l'autocorrélation ; b) la corrélation-croisée ; c) le coefficient de la corrélation ; d) la fonction YIN.

5. vérifier si les rythmes consécutifs assurent un rythme physiologique (la différence entre deux rythmes consécutifs ne doit pas dépasser 35 battements par minute) ;
6. calculer le rythme final de la fenêtre d'analyse comme étant la moyenne des rythmes trouvés dans la fenêtre d'analyse.

La détection du rythme est conditionnée par la stationnarité du rythme cardiaque à l'intérieur de la fenêtre d'analyse. Une variation trop grande du rythme cardiaque implique une perte de la périodicité du signal à l'intérieur de la fenêtre d'analyse. Dans ces conditions, les fonctions décrites ne sont plus capables d'identifier ces variations. La perte de la périodicité joue sur la superposition des motifs en engendrant des maxima qui risquent de ne pas dépasser le seuil. Si c'est le cas, alors la non-détection du rythme est décidée. Il faut noter que la non-détection du rythme peut apparaître même dans les conditions d'un rapport signal sur bruit grand.

La détection du rythme est aussi conditionnée par le choix du seuil. Généralement il est choisi au minimum à 0.4 pour l'autocorrélation [Jezewski *et al.*, 2006]. De notre expérience, la même valeur peut être utilisée pour la corrélation-croisée, le coefficient de corrélation ou la fonction YIN. Notez toutefois qu'une valeur plus grande du seuil augmente la confiance de la valeur estimée du rythme.

4.1.4 Les estimateurs

La combinaison de trois signaux Doppler différents x_e , x_F ou x_B avec les quatre fonctions : l'autocorrélation (I_1), la corrélation-croisée (I_2), le coefficient de corrélation (I_3) et la fonction YIN (I_4) donnent douze configurations. Le schéma de principe indiqué en figure 4.3, montre les estimateurs différents qui seront testés. Ce schéma s'applique pour chaque fonction temporelle I_1 , I_2 , I_3 ou I_4 .

Dans la figure 4.3 nous avons noté avec E_1 , E_3 et E_4 les estimateurs qui utilisent les signaux x_F , x_B et x_e et une des fonctions temporelles I_1 , I_2 , I_3 , I_4 . Un quatrième estimateur E_2 utilise les deux signaux directionnels. Par exemple, la technique I_1 est appliquée simultanément aux deux signaux x_F et x_B . Les rythmes calculés sur les deux signaux sont ensuite mélangés. La procédure de mélange est décrite dans la section 4.2.

Nous mentionnons qu'au total nous avons imaginé 16 estimateurs différents.

4.1.5 Résultats d'estimation du rythme cardiaque pour un volume de mesure

À titre d'illustration, nous avons reporté en figure 4.7 le rythme cardiaque fourni par l'appareil Oxford SONICAID dans le cas d'un enregistrement réalisé simultanément avec cet appareil de référence et Actifoetus. L'estimation du rythme cardiaque obtenue avec les relations 4.1-4.4 pour le signal Doppler directionnel x_B est présentée dans les figures 4.7b-4.7e. Nous pouvons remarquer que les quatre techniques ne donnent pas exactement la même information. Cette différence d'informations est due au fait que les positions des maximums ou minimums des fonctions n'apparaissent pas aux mêmes instants pour le segment d'analyse considéré (voir la figure 4.6). Donc, le rythme estimé diffère en fonction de la technique temporelle utilisée.

La figure 4.8 montre le rythme cardiaque détecté avec les quatre estimateurs

4.1. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL À PARTIR D'UN SEUL SIGNAL DOPPLER

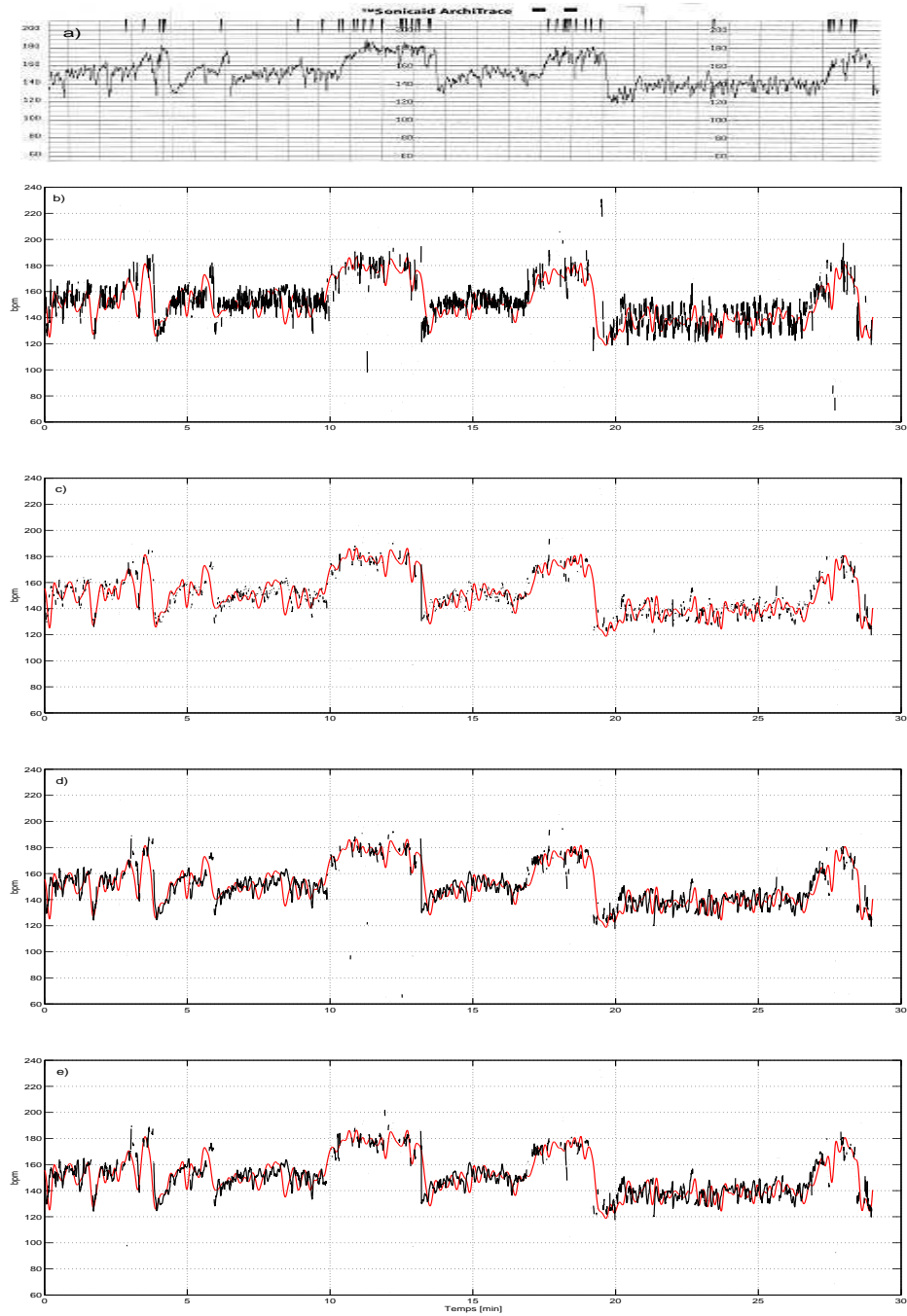


FIGURE 4.7 – a) Le rythme fourni par Oxford SONICAID à partir du signal directionnel x_B recueilli avec le capteur 2 à la 3-ième profondeur. Estimation du rythme cardiaque fœtal avec : b) l'autocorrélation ; c) la corrélation-croisée ; d) le coefficient de corrélation ; e) la fonction YIN. La courbe en rouge est le rythme cardiaque fourni par le système Oxford SONICAID.

CHAPITRE 4. RYTHME CARDIAQUE FŒTAL

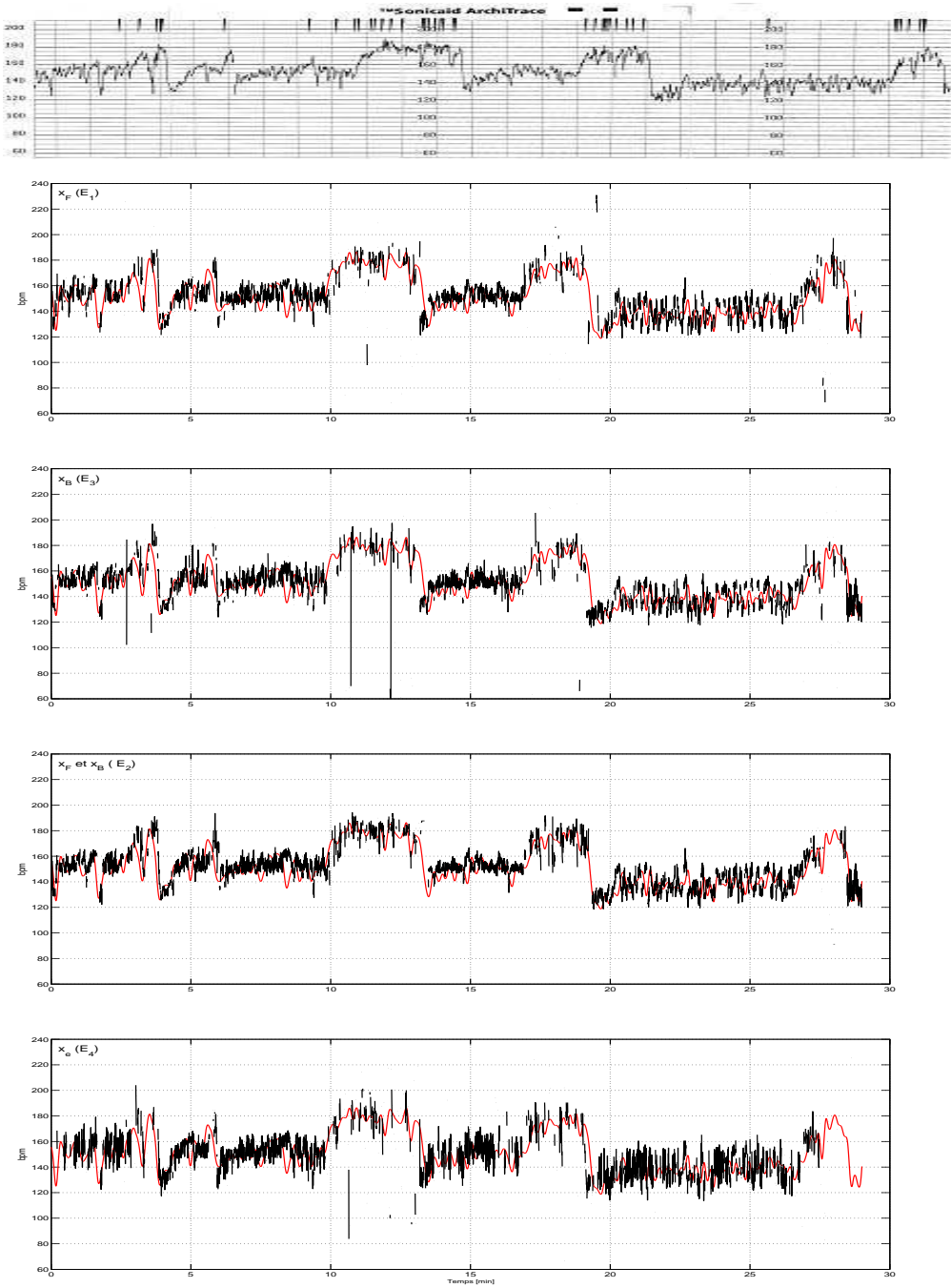


FIGURE 4.8 – a) Le rythme fourni par Oxford SONICAID à partir du signal recueilli avec le capteur 2 à la 3-ième profondeur. Estimation du rythme cardiaque fœtal avec l'autocorrélation (I_1) : b) utilisant $x_F (E_1)$; c) utilisant $x_B (E_3)$; d) la méthode de fusion (E_2) ; e) utilisant $x_e (E_4)$. La courbe en rouge est le rythme cardiaque fourni par Oxford SONICAID.

4.1. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL À PARTIR D'UN SEUL SIGNAL DOPPLER

E_1, E_2, E_3, E_4 illustrés dans la figure 4.3 en utilisant l'autocorrélation (I_1). La courbe en rouge présente dans les figures 4.7 et 4.8 le rythme cardiaque fourni par le système Oxford SONICAID.

4.1.6 Les performances des estimateurs

Bien que nous ayons plusieurs configurations, la question qui se pose est laquelle choisir. Nous avons évalué les configurations à partir de trois critères : la précision d'estimations garantie, la probabilité de détection et la probabilité des fausses alarmes.

Nous nous sommes donc intéressés à quantifier la précision d'estimation du rythme cardiaque. D'après nos connaissances, la précision que l'appareil Oxford SONICAID assure est de 1 battement par minute (bpm). Jezewski [Jezewski *et al.*, 2006], suggère qu'une analyse correcte de la variabilité du rythme cardiaque nécessite une précision d'estimation du rythme de 0,25 bpm, mais sans justifier cette valeur.

Parce qu'il est difficile de quantifier les performances des seize configurations d'estimation du rythme directement sur les signaux réels, et parce qu'il n'existe pas de modèle adéquat, nous avons généré des signaux synthétiques à partir de l'observation des différents signaux Doppler.

Pour rendre ces signaux les plus réalistes possibles, nous avons procédé en deux étapes : une phase d'analyse qui permet d'en déduire les caractéristiques des signaux Doppler réels, et une phase de synthèse. Ce travail de modélisation, c'est à dire d'analyse et de synthèse, n'existait pas et il a fallu le réaliser.

Nous présentons dans les figures 4.9a-4.9b le signal d'enveloppe durant une seconde, ainsi que les deux signaux directionnels. Nous vérifions sur les figures 4.9a et 4.9b, que l'enveloppe du signal Doppler non-directionnel^b porte les signatures des deux signaux directionnels.

Les signaux sur lesquels nous focalisons notre analyse sont les signaux directionnels, puisqu'à partir de leur connaissance il est possible de calculer le signal d'enveloppe : $x_e(t) = x_B(t) + x_F(t)$.

b. Par exemple, autour de 500 ms, l'enveloppe est influencée principalement par des mouvements qui se rapprochent du capteur, tandis qu'autour de la 400-ième ms nous pouvons observer l'influence des mouvements qui s'éloignent du capteur. L'influence alternative de ces deux mouvements détermine le signal non-directionnel.

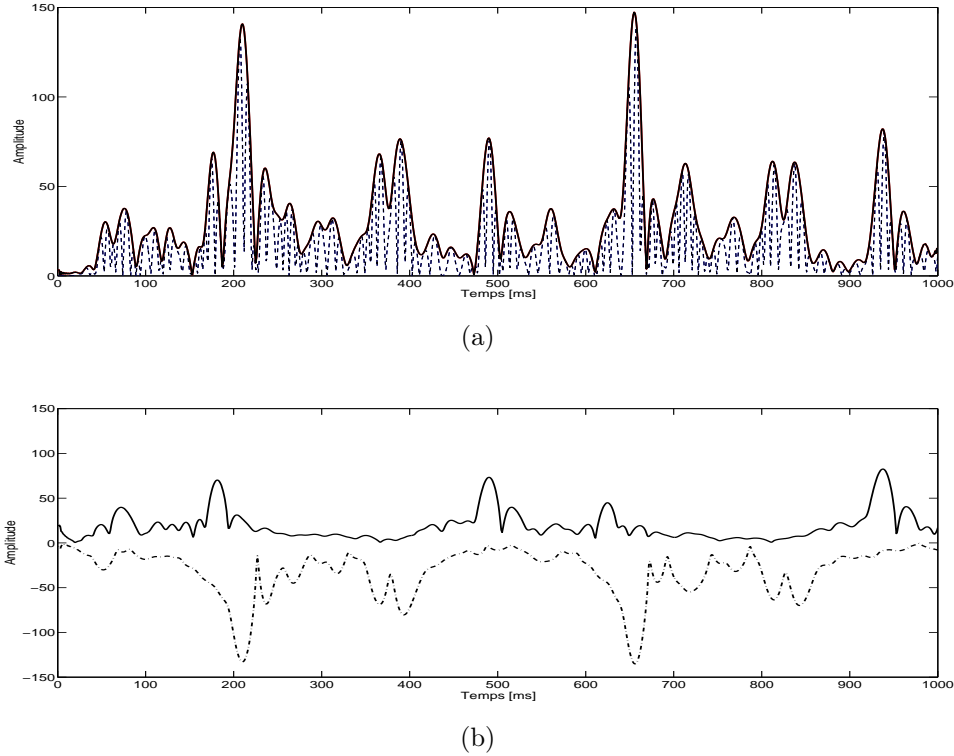


FIGURE 4.9 – *Signal Doppler réel acquis sur le deuxième capteur-troisième profondeur du groupe cardiaque : Figure (a) représente le signal Doppler redressé (en pointille) et son enveloppe (en continu). Figure (b) présente les signaux directionnels correspondant aux diffuseurs qui se rapprochent de capteur (en continu), respectivement aux diffuseurs qui s'éloignent du capteur (en pointillé).*

Suite à l'analyse des signaux Doppler directionnels nous avons déduit leurs paramètres intrinsèques. Nous avons trouvé sur les signaux réels que le motif avec quatre pics dans l'ordre 2143, illustré dans la figure 4.10, est le plus probable. Nous avons évalué statistiquement les amplitudes des pics, les différences entre les amplitudes, les différences entre les positions des pics. Les statistiques des paramètres calculés sont illustrées dans le tableau 4.1.

Les motifs observés en figure 4.10 étant bruités, nous nous proposons d'évaluer le niveau de bruit. Il a été calculé avec la formule $SNR = 10 \log_{10}(P_{AZ}/P_{PZ})$, où P_{AZ} et P_{PZ} , sont les puissances des zones actives et passives de chaque cycle cardiaque. Nous avons trouvé que le SNR est décrit par une loi gaussienne $SNR \sim N(11 \pm 2.5[dB])$.

L'analyse du signal directionnel ayant relevée la présence de motifs périodiques composés de 4 pics rangés dans l'ordre décroissant 2143, la synthèse d'un tel signal

4.1. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL À PARTIR D'UN SEUL SIGNAL DOPPLER

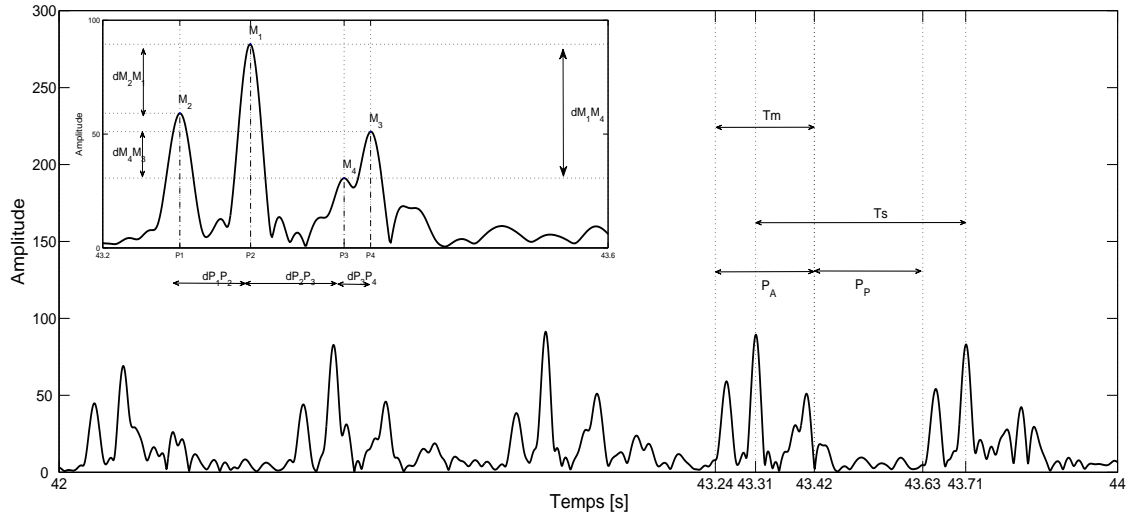


FIGURE 4.10 – Représentation de l'enveloppe des signaux Doppler et des paramètres mesurés : les maxima M_i , les différences dM_iM_j , dP_iP_j , $i, j = 1, \dots, 4$. P_A sont les zones actives (qui contiennent les pics du motif) et P_P les zones passives, respectivement. T_S est l'intervalle qui correspond à la fréquence cardiaque simulée, tandis que T_m est la durée du motif.

	Loi	
	Gaussienne	Uniforme
M_1	89.06 ± 31.48	
M_2	69.70 ± 21.84	
M_3	54.80 ± 19.21	
M_4	36.28 ± 18.28	
dM_2M_1		[5 - 50]
dM_1M_3		[5 - 50]
dM_3M_4		[5 - 40]
dP_1P_2	41.50 ± 18.18	
dP_2P_3	92.92 ± 27.76	
dP_3P_4	47.81 ± 30.09	
$T[ms]$		[25 - 45]

TABLE 4.1 – Les statistiques évaluées pour le motif (2143) : M_i représentent les statistiques des maxima, où $i = 1 \dots 4$, dP_1P_2 , dP_2P_3 , dP_3P_4 représentent les statistiques des différences entre les positions de deux maxima consécutives au fil du temps ; dM_2M_1 , dM_1M_4 , dM_4M_3 représentent les statistiques des différences entre les positions des deux maxima consécutives en amplitude, T représente les statistiques des durées des maxima. Nous avons constaté que les statistiques des quatre pics T_i , $i = 1 \dots 4$ étaient identiques.

doit rendre compte de ces caractéristiques. L'équation 4.5 décrit analytiquement le signal synthétique,

$$x_B(t) = \begin{cases} b(t) + \sum_{i=1}^4 M_i \sin\left(2\pi f_i \left(\theta + \frac{T_i}{2}\right)\right) \text{Rect}_{T_i}(\theta), & \forall t \in [0, T_m] \\ b(t), & \forall t \in (T_m, T_s] \end{cases} \quad (4.5)$$

ou $b(t)$ représente le bruit, M_i les amplitudes des pics, $f_i = 1/(2T_i)$ les fréquences des pics, $\text{Rect}_{T_i}(\theta)$ la fonction unité rectangulaire, centrée en T_{c_i} avec la largeur T_i et $\theta = t - T_{c_i}$, T_m la durée du motif et T_s la période du signal synthétique. Nous avons imposé un intervalle T_s constant entre le plus grand maximum des deux motifs consécutives du signal synthétique. De plus, nous avons choisi la période du motif T_m égale à 50% de la période T_s du signal synthétique, même si en réalité elle est comprise entre 40-60% [Hernandez-Andrade *et al.*, 2007].

En utilisant l'équation 4.5 nous avons généré deux signaux "directionnels". Ensuite, nous avons rajouté du bruit. L'enveloppe du signal non-directionnel a été considérée comme la somme des deux signaux directionnels. Le dernier paramètre pris en compte a été le décalage entre les deux signaux directionnels. Ce décalage est présent lorsque les mêmes diffuseurs se rapprochent puis s'éloignent de capteur. Par exemple, la paroi du cœur peut s'éloigner en systole et se rapprocher en diastole

		Frequencies [bpm]						
		60	75	100	120	150	200	240
$\tau = 0 \text{ ms}$	E_1	4096	3584	3584	4096	4096	3584	4096
	E_3	4096	3584	3584	4096	3584	3584	4096
	E_4	4096	3584	3584	4096	4096	3072	4096
	E_2	4096	3584	3584	4096	3584	4096	3584
$\tau = 20 \text{ ms}$	E_1	4096	3584	3584	4096	4096	3584	4096
	E_3	4096	4096	3584	4096	4096	3584	4096
	E_4	- ^a	- ^a	4096	4096	4096	4096	4096
	E_2	4096	4096	4096	4096	3584	3584	3584

^a. la précision n'est pas assurée

TABLE 4.2 – La taille W nécessaire pour atteindre la précision de 0.25 bpm en utilisant l'autocorrélation (I_1) est de 4096 ms. Le SNR doit être supérieur à 0.6 dB. L'estimateur E_2 n'assure pas la précision de 0.25 bpm si le décalage τ entre les deux signaux directionnels est différente de 0.

4.2. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL : LE MÉLANGE DES ESTIMATIONS

du capteur. Pour simuler ce décalage, nous avons introduit un retard sur un de ces deux signaux synthétiques (i.e. $x_F(t) = x_B(t - \tau)$, avec τ le retard).

Les résultats présentés dans le tableau 4.2 ont été obtenus faisant varier : la périodicité du signal T_s , la taille W , et le décalage τ entre les deux signaux directionnels. La périodicité T_s a été variée entre 1000 et 250 ms. Le SNR a été varié entre 0 et 14 dB, en incluant les valeurs du SNR mesurées sur les signaux réels. La taille W a été variée entre 512 et 4096 ms. Finalement, le délai τ a été varié entre 0 et 20 ms parce que la durée du complexe QRS (le temps entre le mouvement de contraction et de relaxation du muscle cardiaque) est de 20 ms [Stinstra *et al.*, 2002].

Dans notre étude, nous avons trouvé que la précision est toujours garantie pour les configurations qui utilisent conjointement l'autocorrélation et les signaux directionnels (E_1 , E_2 et E_3) pour une taille de W de 4096 ms. La probabilité de détection est plus grande si nous utilisons l'estimateur E_2 , même si le volume de calcul est double pour cet estimateur, tandis que la probabilité de fausses alarmes n'est pas nulle quelle que soit la configuration. Nous recommandons donc l'estimateur E_2 basé sur l'utilisation conjointe de l'autocorrélation et des signaux directionnels. Ce travail fait l'objet d'un papier soumis reporté en annexe, page 165. Notez cependant, que pour des raisons de calcul temps réel nous avons utilisé une taille W de 2048 ms pour l'analyse des signaux de notre base des données.

4.2 Détection du rythme cardiaque fœtal : Le mélange des estimations

Dans la section 4.1 nous avons estimé le rythme cardiaque fœtal sur un canal Doppler. Une fois le rythme détecté sur tous les canaux, la question à laquelle nous devons répondre est : quel est le bon rythme ? La réponse à cette question est très difficile. Ce problème est commun pour toutes les applications qui fournissent plusieurs mesures du même paramètre.

Il y a plusieurs méthodes pour mélanger les données issues de la théorie statistique : l'estimation du maximum de vraisemblance (Maximum Likelihood Estimation) [Myung, 2003, Steven, 1993], l'estimateur du maximum a posteriori (MAP) [Steven, 1993], la minimisation de l'espérance mathématique [Steven, 1993].

Nous avons choisi d'utiliser la minimisation de l'espérance mathématique parce

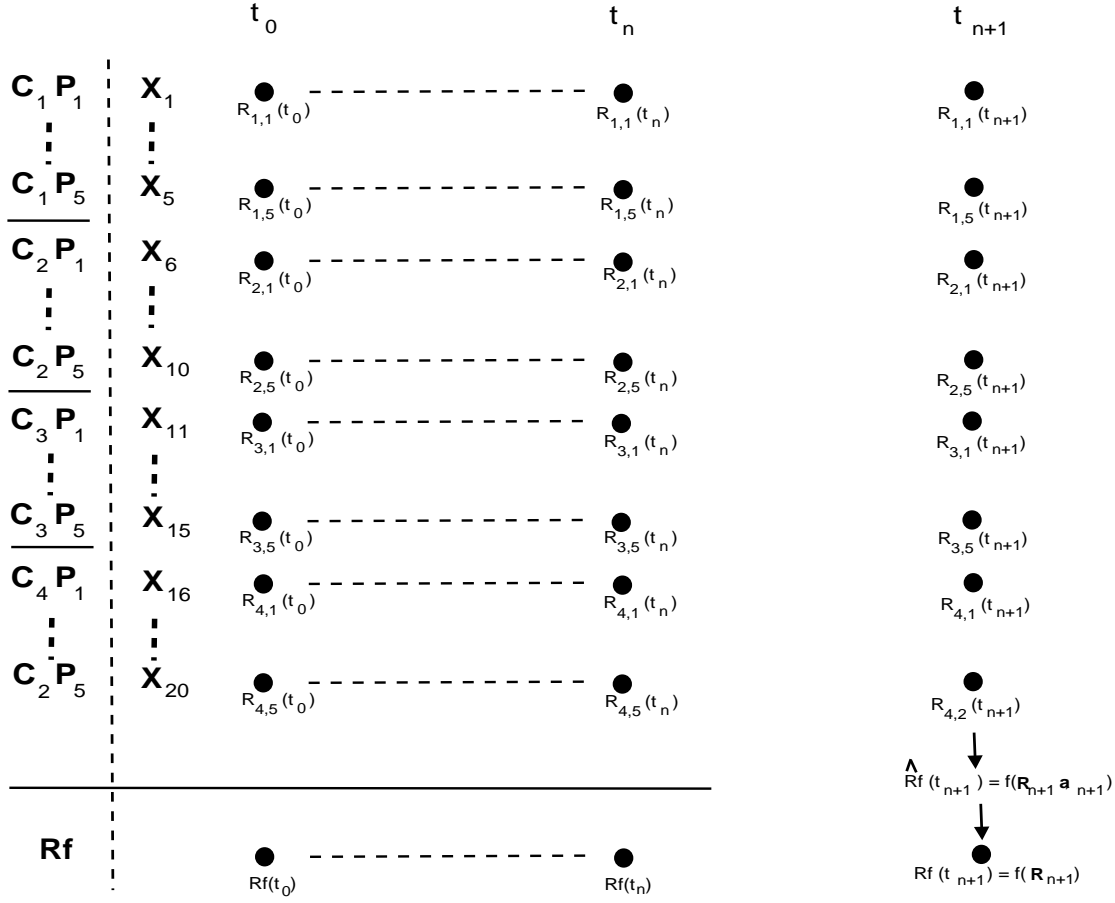


FIGURE 4.11 – Le mélange des données à l'instant t_{n+1} , consiste à trouver une fonction f et les poids \mathbf{a} qui approxime le mieux la valeur réelle du rythme cardiaque.

que c'est l'algorithme utilisé dans le système Oxford SONICAID.

Le problème se résume comme suit : en connaissant le passé du système jusqu'à l'instant actuel t_n , et les mesures du système à l'instant t_{n+1} , nous voulons trouver la valeur réelle du système à l'instant t_{n+1} . Dans la figure 4.11 nous avons noté $R_{i,j}(t_k)$, $R_f(t_k)$, $i = 1, \dots, 4$, $j = 1, \dots, 5$ et $k = 0, \dots, n$ la connaissance du passé du système. Le système mesuré (estimé) à l'instant t_{n+1} sont les estimations $R_{i,j}(t_{n+1})$.

Bien que la valeur *réelle* $R_f(t_{n+1})$ du système ne sera jamais connue, nous pouvons estimer une valeur qui remplit les critères imposées par avance. De façon générale, la valeur choisie \hat{R}_f (la valeur finale à l'instant t_{n+1}) minimise une fonction L ,

$$\hat{R}_f(t_{n+1}) = \underbrace{\operatorname{argmin}}_{\mathbf{a}_{n+1}} L(R_f(t_{n+1}), f(\mathbf{R}_{n+1}, \mathbf{a}_{n+1})). \quad (4.6)$$

4.2. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL : LE MÉLANGE DES ESTIMATIONS

Cette fonction L dépend des rythmes $\mathbf{R}_{n+1} = [R_{1,1}(t_{n+1}), \dots, R_{4,5}(t_{n+1})]$ estimés à l'instant t_{n+1} , et des poids \mathbf{a}_{n+1} qui les pondèrent à l'instant t_{n+1} . La fonction $f(\mathbf{R}_{n+1}, \mathbf{a}_{n+1})$ s'appelle l'estimateur du paramètre $R_f(t_{n+1})$, tandis que $\hat{R}_f(t_{n+1})$ est l'estimation de la valeur réelle $R_f(t_{n+1})$.

4.2.1 La minimisation de l'espérance mathématique

La minimisation de l'espérance mathématique suppose de minimiser la fonction quadratique suivante :

$$\begin{aligned} L(R_f(t_{n+1}), f(\mathbf{R}_{n+1}, \mathbf{a}_{n+1})) &= E[R_f(t_{n+1}) - f(\mathbf{R}_{n+1}, \mathbf{a}_{n+1})]^2 \\ &= E[R_f(t_{n+1}) - \hat{R}_f(t_{n+1})]^2, \end{aligned} \quad (4.7)$$

Cette méthode permet de mélanger les estimations \mathbf{R}_{n+1} sans faire de suppositions sur la densité de probabilité des estimations ou sur la valeur mélangée. D'ailleurs, c'est l'avantage de cette méthode. La seule supposition porte sur le bruit qui affecte les mesures. L'équation 4.8 montre cette hypothèse. Dans ce cas les valeurs estimées sur chaque signal Doppler directionnel sont considérées comme étant égales à la valeur idéale $R_f(t_{n+1})$ affectée d'un bruit gaussien de moyenne nulle et de variance $\sigma_{i,j}^2$.

$$R_{i,j}(t_{n+1}) = R_f(t_{n+1}) + w_{i,j}, \quad w_{i,j} \sim N(0, \sigma_{i,j}^2). \quad (4.8)$$

Si parmi les familles de fonctions possibles $f(\mathbf{R}_{n+1}, \mathbf{a}_{n+1})$ nous choisissons la fonction linéaire en \mathbf{R}_{n+1} ,

$$f(\mathbf{R}_{n+1}, \mathbf{a}_{n+1}) = \sum_{i=1}^4 \sum_{j=1}^5 a_{i,j}(t_{n+1}) \cdot R_{i,j}(t_{n+1}), \quad (4.9)$$

alors les poids $a_{i,j}(t_{n+1})$ sont donnés par l'expression 4.10 :

$$a_{i,j}(t_{n+1}) = \frac{1}{\sigma_{i,j}^2(t_n) \cdot \sum_{i=1}^4 \sum_{j=1}^5 \frac{1}{\sigma_{i,j}^2(t_n)}}. \quad (4.10)$$

4.2.2 Algorithme

L'algorithme qui mélange les données est basé sur les propriétés statistiques du rythme cardiaque fœtal et sur la statistique du signal mélangé final. L'algorithme est récursif et nous le décrivons pour l'intervalle temporel t_0, \dots, t_n . Les étapes de l'algorithme sont :

1. calculer : $R_{i,j}(t_k)$, $i = 1, \dots, 4$, $j = 1, \dots, 5$, $k = 0, \dots, n$;
2. évaluer : $\bar{R}_{i,j}$ et $\sigma_{i,j}^2$, $i = 1, \dots, 4$, $j = 1, \dots, 5$. Nous avons noté avec $\bar{R}_{i,j}$ la moyenne des rythmes $R_{i,j}(t_k)$, $k = 0, \dots, n$;
3. calculer : $R_f(t_k)$ pour les valeurs mélangées finales, $k = 0, \dots, n$;
4. évaluer : \bar{R}_f et σ_f^2 pour les valeurs mélangées finales, $k = 0, \dots, n$. Nous avons noté par \bar{R}_f la moyenne des rythmes $R_f(t_k)$, $k = 0, \dots, n$;
5. trouver le nombre $P(t_{n+1})$ des signaux Doppler $P(t_{n+1})$ pour lesquels l'estimation à l'instant t_{n+1} vérifie les relations 4.11-4.13 :

$$R_{i,j}(t_{n+1}) < |\bar{R}_{i,j} \pm 3 \cdot \sigma_{i,j}^2| \quad (4.11)$$

$$R_{i,j}(t_{n+1}) < |\bar{R}_f \pm 3 \cdot \sigma_f^2| \quad (4.12)$$

$$R_{i,j}(t_{n+1}) < |\bar{R}_f \pm 35| \quad (4.13)$$

6. trouver les poids a_p qui pondèrent à l'instant t_{n+1} les rythmes retenus après la validation des relations 4.11-4.13. L'indice p correspond aux paires (i, j) identifiées à l'étape précédente.

$$\sum_{p=1}^{P(t_{n+1})} a_p = 1$$

$$a_p = \frac{1}{\sigma_p^2(t_n) \cdot \sum_{p=1}^{P(t_{n+1})} \frac{1}{\sigma_p^2(t_n)}} \quad (4.14)$$

7. trouver la valeur mélangée finale :

$$R_f(t_{n+1}) = \sum_{p=1}^{P(t_{n+1})} a_p \cdot R_p \quad (4.15)$$

4.2. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL : LE MÉLANGE DES ESTIMATIONS

8. actualiser les statistiques pour l'intervalle passé t_1, \dots, t_{n+1} .

Pour illustrer l'algorithme de fusion décrit dans la section 4.2.2, nous avons fusionné les rythmes calculés sur tous les signaux. Le rythme final obtenu avec l'appareil Actifoetus dans le cas de l'examen de la patiente 19-SAB-CA est illustré dans la figure 4.12a.

Nous pouvons observer dans la figure 4.12a que le rythme cardiaque calculé présente des valeurs qui donnent un aspect « bruité » par rapport à ce qu'*affiche* l'appareil^c SONICAID. La courbe en rouge dans la figure 4.12b représente le rythme fourni par Oxford SONICAID, interpolé à 250 ms. La courbe en noir est obtenue après le lissage du rythme cardiaque « bruité ». Pour le lissage nous avons fait une moyenne à court terme sur 3,75 s qui est la valeur de la fenêtre utilisée par Oxford SONICAID. Plusieurs points peuvent expliquer les différences entre les deux courbes de la figure 4.12b : les erreurs de mesure sur le papier millimétrique, les signaux Doppler des deux appareils ne sont pas les mêmes.

Nous illustrons d'autres enregistrements réalisés en même temps avec le système Oxford SONICAID et Actifoetus dans les figures 4.13-4.14.

c. Parce que l'accès au signal Doppler numérique de l'appareil de référence Oxford SONICAID n'a pas été possible, nous avons imprimé sur papier millimétrique le graphique que l'appareil fournit. Sachant que la vitesse de déroulement du papier est de $1\text{cm}/\text{min}$, nous avons pu mesurer 10 valeurs du rythme cardiaque par minute. Toutefois, en réalité le rythme cardiaque a été estimé toutes les 250ms en utilisant les signaux Doppler acquis avec le système Actifoetus. Nous avons interpolé le rythme cardiaque lu à partir du papier millimétrique, pour obtenir aussi une valeur toutes les 250ms .

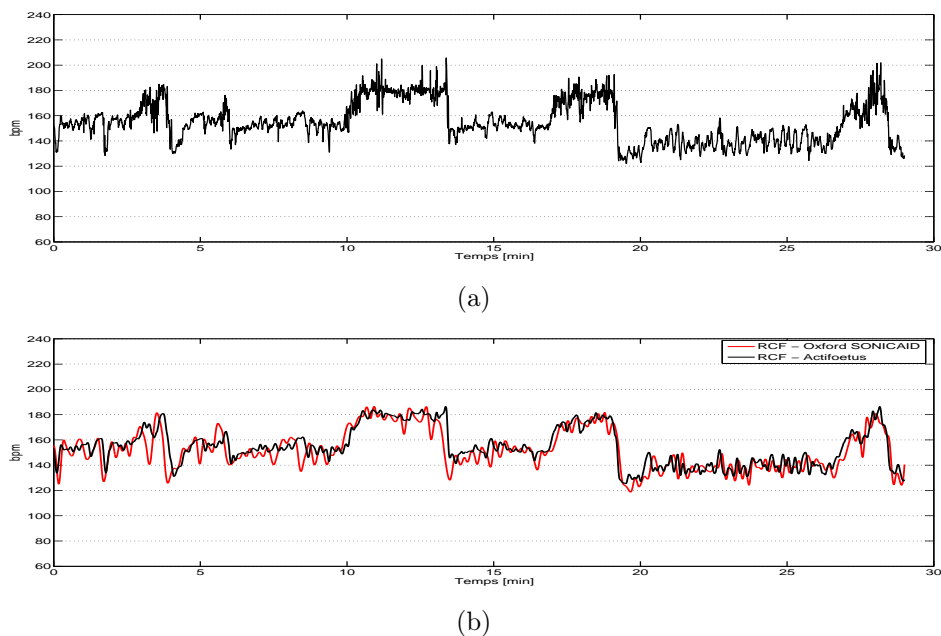


FIGURE 4.12 – Rythme cardiaque fœtal de la patiente 19-SAB-CA : a) rythme estimé avec Actifoetus après la fusion des rythmes calculés sur tous les canaux; b) rythme cardiaque estimé avec Actifoetus après lissage. Nous observons que le rythme est approximativement identique au rythme fourni par Oxford SONICAID.

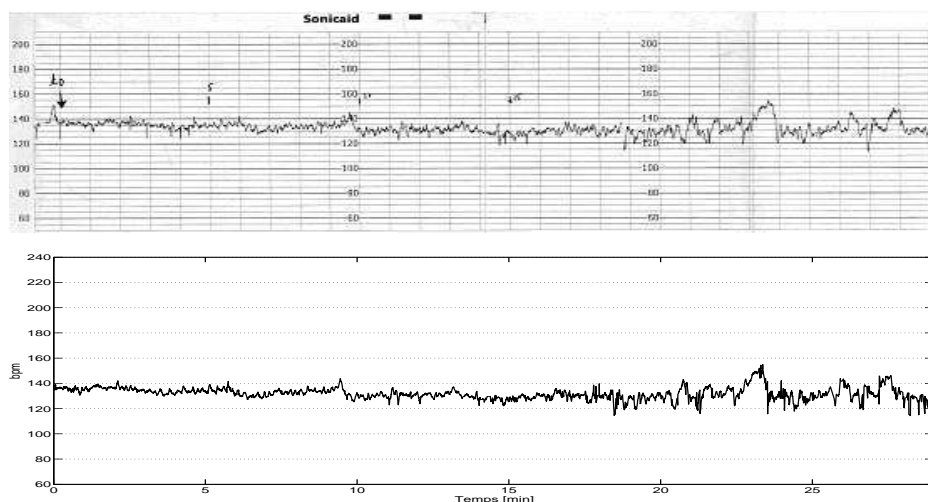


FIGURE 4.13 – Rythme cardiaque fœtal de la patiente 09-CHA-ME : a) enregistrement Oxford SONICAID; b) rythme cardiaque estimé avec Actifoetus.

4.2. DÉTECTION DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL : LE MÉLANGE DES ESTIMATIONS

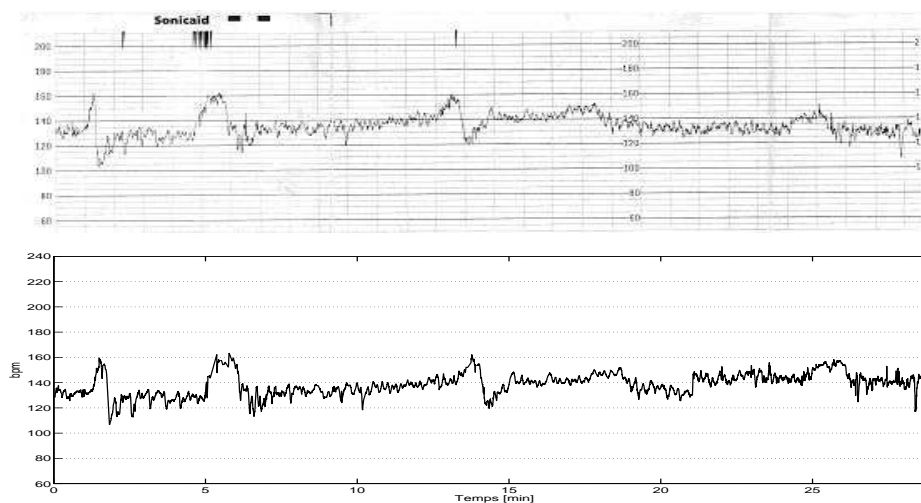


FIGURE 4.14 – Rythme cardiaque fœtal de la patiente 15-SAL-LA : a) enregistrement Oxford SONICAID; b) rythme cardiaque estimé avec Actifœtus.

Chapitre 5

Les mouvements fœtaux

Dans ce chapitre nous décrivons les algorithmes qui détectent les mouvements fœtaux. Il y a deux types de mouvements qui peuvent apporter des informations sur le bien-être fœtal du fœtus : les mouvements du corps fœtal et les mouvements pseudo-respiratoires. La détection des mouvements du corps fœtal est présentée dans la section 5.1, tandis que la détection des mouvements pseudo-respiratoires est présentée dans la section 5.2.

Pour les deux types des mouvements, les algorithmes présentent deux étapes :

1. une première étape détecte les mouvements au niveau de chaque volume de mesure. A ce niveau un signal binaire est détecté pour chaque paire (I, Q) . La valeur égale à 1 de ce signal signifie la présence du mouvement, tandis que la valeur 0 indiquera l'absence du mouvement.
2. une deuxième étape décide la présence des mouvements au niveau du volume exploré. Tous les signaux binaires sont additionnés pour cumuler les différentes contributions des mouvements. Un mouvement détecté simultanément sur tous les signaux engendra une augmentation brusque dans le signal « somme ».

La procédure de détection des mouvements du corps ou pseudo-respiratoires diffère au niveau de la gamme des fréquences Doppler engendrées par ces mouvements et au niveau des galettes utilisées pour leur détection.

5.1 Détection des mouvements du corps fœtal

Les mouvements du corps fœtal peuvent être :

- isolés ;
- globaux (combinaison des mouvements des membres inférieurs et supérieurs) ;
- généraux ou de rotation (mouvements des membres inférieurs, supérieurs et du thorax).

Les mouvements isolés sont détectés localement sur une des galettes dédiées aux membres inférieurs ou supérieurs. Ils sont « vus » par un nombre réduit de volumes de mesure. Les mouvements globaux sont détectés simultanément sur deux galettes dédiées aux membres, alors que les mouvements de rotation le sont sur trois galettes.

5.1.1 Détection à partir d'un seul signal Doppler

La détection des mouvements au niveau d'un volume de mesure part de l'idée présentée dans [Rouvre, 2006] et qui se base sur la définition d'un mouvement isolé proposé par Timor-Tritsch [Timor Tritsch *et al.*, 1976]. Le mouvement isolé est défini comme une augmentation de l'amplitude du signal Doppler qui dépasse un seuil (pendant une durée minimale), suivie d'une durée minimale de repos. Dans notre étude nous avons considéré la durée minimale pendant laquelle l'amplitude dépasse le seuil de 500 millisecondes (ms). Ainsi, la durée de repos a été considérée égale à 500 ms.

Nous avons modifié l'algorithme proposé par Rouvre [Rouvre, 2006] en éliminant le filtrage de la phase et en modifiant le choix du seuil. La figure 5.1 présente le principe de la détection du mouvement pour un signal Doppler.

Tout d'abord nous filtrons les signaux numériques I et Q fournis par l'appareil Actifoetus dans la bande 30-90 Hz des fréquences Doppler produites par les mouvements fœtaux. Ensuite nous détectons les signaux Doppler directionnels redressés x_B , x_F . La détection des signaux x_F et x_B a été décrite dans la section 4.1.1.2. Aussi, nous calculons la fréquence Doppler instantanée qui est égale à la dérivée de la phase du signal Doppler $\phi(t) = \arctan(Q(t)/I(t))$ (arctan représente la fonction arctangente).

La somme des signaux directionnels et la fréquence instantanée sont ensuite filtrés avec un filtre passe bande (0,5-1,5 Hz). Le filtre passe bande assure que les signaux

5.1. DÉTECTION DES MOUVEMENTS DU CORPS FŒTAL

Groupe Membres Supérieures

(I1-Q1)	(I1-Q2)	(I1-Q3)	(I1-Q4)	(I1-Q5)
(I2-Q1)	(I2-Q2)	(I2-Q3)	(I2-Q4)	(I2-Q5)
(I3-Q1)	(I3-Q2)	(I3-Q3)	(I3-Q4)	(I3-Q5)
(I4-Q1)	(I4-Q2)	(I4-Q3)	(I4-Q4)	(I4-Q5)

Groupe Membres Inférieures

(I1-Q1)	(I1-Q2)	(I1-Q3)	(I1-Q4)	(I1-Q5)
(I2-Q1)	(I2-Q2)	(I2-Q3)	(I2-Q4)	(I2-Q5)
(I3-Q1)	(I3-Q2)	(I3-Q3)	(I3-Q4)	(I3-Q5)
(I4-Q1)	(I4-Q2)	(I4-Q3)	(I4-Q4)	(I4-Q5)

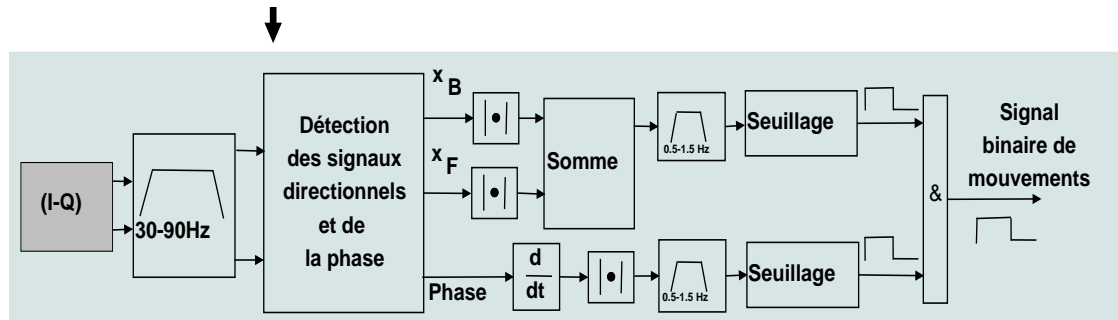


FIGURE 5.1 – Principe de détection des mouvements sur un signal Doppler.

de 1 Hz ne sont pas éliminés. Cette fréquence correspond à une augmentation de l'amplitude du signal Doppler qui dure 500 ms, suivie par une baisse du niveau de l'amplitude d'au moins 500 ms. Ce traitement valide la définition du mouvement isolé.

Le filtrage passe bande avec la bande passante 0.5-1.5 Hz a été aussi appliqué au calcul de la fréquence instantanée. Une augmentation de la fréquence instantanée Doppler pendant 500 ms suivie par une baisse de sa valeur, signifie l'apparition et la disparition d'un mouvement.

Finalement, nous considérerons un mouvement lorsque le signal des amplitudes filtrées dépasse un seuil conjointement avec la fréquence Doppler instantanée filtrée. Un signal binaire est ainsi obtenu pour un canal Doppler (un volume de mesure).

Notre contribution se démarque du travail existant de [Rouvre, 2006] à travers deux modifications. La première porte sur le choix du seuil et sur le seuillage qui ne s'effectue pas directement sur la phase Doppler mais sur la fréquence instantanée. La deuxième porte sur le calcul du seuil de notre algorithme qui est réalisé seulement à partir des maximums du signal d'amplitude après le filtrage dans la bande 0,5-1,5 Hz ; la même stratégie ayant été utilisée pour le signal de fréquence. Après avoir observé que la statistique des maxima était gaussienne, nous proposons un seuil du type : moyenne plus trois fois l'écart-type.

5.1.2 Détection à partir de tous les signaux Doppler

L'algorithme précédent a été appliqué aux signaux Doppler en provenance de tous les volumes de mesures (canaux), soit 60 signaux (4 capteurs x 5 profondeurs x 3 galettes). Nous avons obtenu au total 60 signaux binaires.

La figure 5.2 montre le résultat obtenu sur l'ensemble des signaux binaires de la même galette pour 105 secondes d'un enregistrement.

Sur le signal « somme » issu d'une seule galette, nous observons une première zone d'activité vers la 15^e seconde. Après une période sans activité fœtale d'environ 5 secondes, une longue période d'activité est présente vers la 30^e seconde. Cette

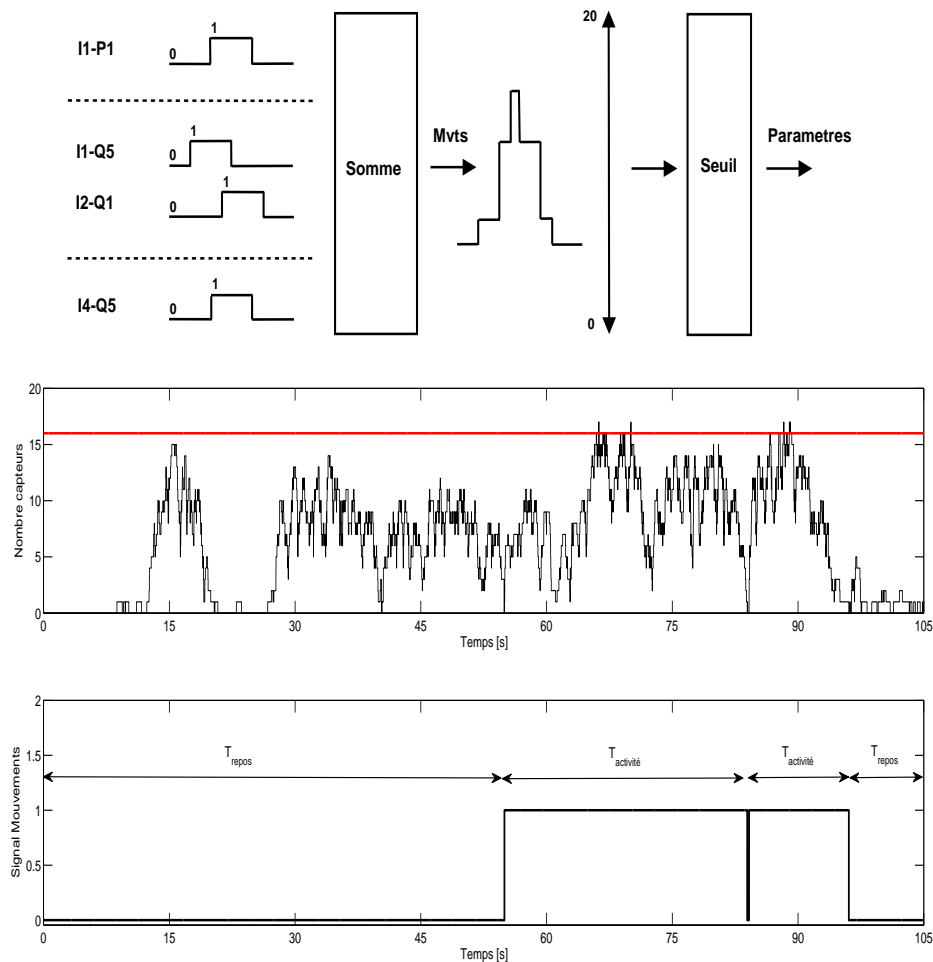


FIGURE 5.2 – Principe de détection d'un mouvement sur l'ensemble des signaux Doppler d'une galette. Le principe peut être appliqué au niveau des deux ou trois galettes.

5.1. DÉTECTION DES MOUVEMENTS DU CORPS FŒTAL

activité est de plus en plus intense autour de la 70^e et 90^e secondes puisqu'elle est « visible » sur un nombre maximum de 17 signaux (amplitude de 17).

Après avoir fixé le seuil à 16, l'algorithme localise les instants autour de la valeur 17 pour lesquels le signal somme vaut 0. Ces instants correspondent au début et à la fin de l'activité fœtale qui a engendré le dépassement du seuil. Par exemple, pour un seuil égal à 16 nous avons identifié dans la figure 5.2 une première période d'activité qui commence vers la 55^e seconde et se termine vers la 85^e seconde. A la 85^e seconde le signal « somme » revient en zéro et nous considérons qu'il n'y a plus de mouvement. En utilisant le même raisonnement, la deuxième période d'activité fœtale est détectée entre la 85^e et la 95^e seconde.

Notez que si le seuil était choisi à 15, il aurait détecté aussi le mouvement autour de la 15^e seconde. Le réglage du seuil est important puisqu'il va indiquer les zones d'activité ou de non-activité. Il va influencer les paramètres fœtaux liés aux mouvements : le nombre et la durée des mouvements qui à son tour va influencer sur la détection des états comportementaux, et implicitement sur l'interprétation du rythme cardiaque.

Notre algorithme calcule la somme des signaux binaires pour chaque galette. Pour une galette la valeur du seuil a été choisie à 16. Cette valeur a été choisie de telle façon que chaque capteur de la galette contribue au signal « somme ». Autrement dit, quelle que soit la distribution des 16 signaux parmi les 20, nous sommes sûrs que chaque capteur détecte le mouvement. Cela implique que le mouvement est « vu » par tous les capteurs de la galette.

Pour identifier un mouvement détecté simultanément sur deux galettes (mouvement global) le seuil sera de 32 (2x16). De la même façon, pour les trois galettes (mouvement de rotation) le seuil sera de 48.

Nous avons illustré dans les figures 5.3a-5.3d, 5.4a-5.4d les résultats obtenus suite à l'application de l'algorithme des mouvements dans le cas de deux enregistrements effectués en même temps avec Oxford SONICAID et Actifœtus. Notez qu'un filtrage passe-bas a été opéré afin de proposer au clinicien des courbes plus homogènes. Ce filtrage est effectué seulement pour la procédure d'affichage et n'est pas utilisé dans l'algorithme de détection des mouvements.

Dans les figures 5.3a-5.3d nous pouvons observer qu'une activité motrice soutenue (les minutes 2, 6, 13), détectée sur les trois groupes des capteurs, corrobore

CHAPITRE 5. LES MOUVEMENTS FŒTAUX

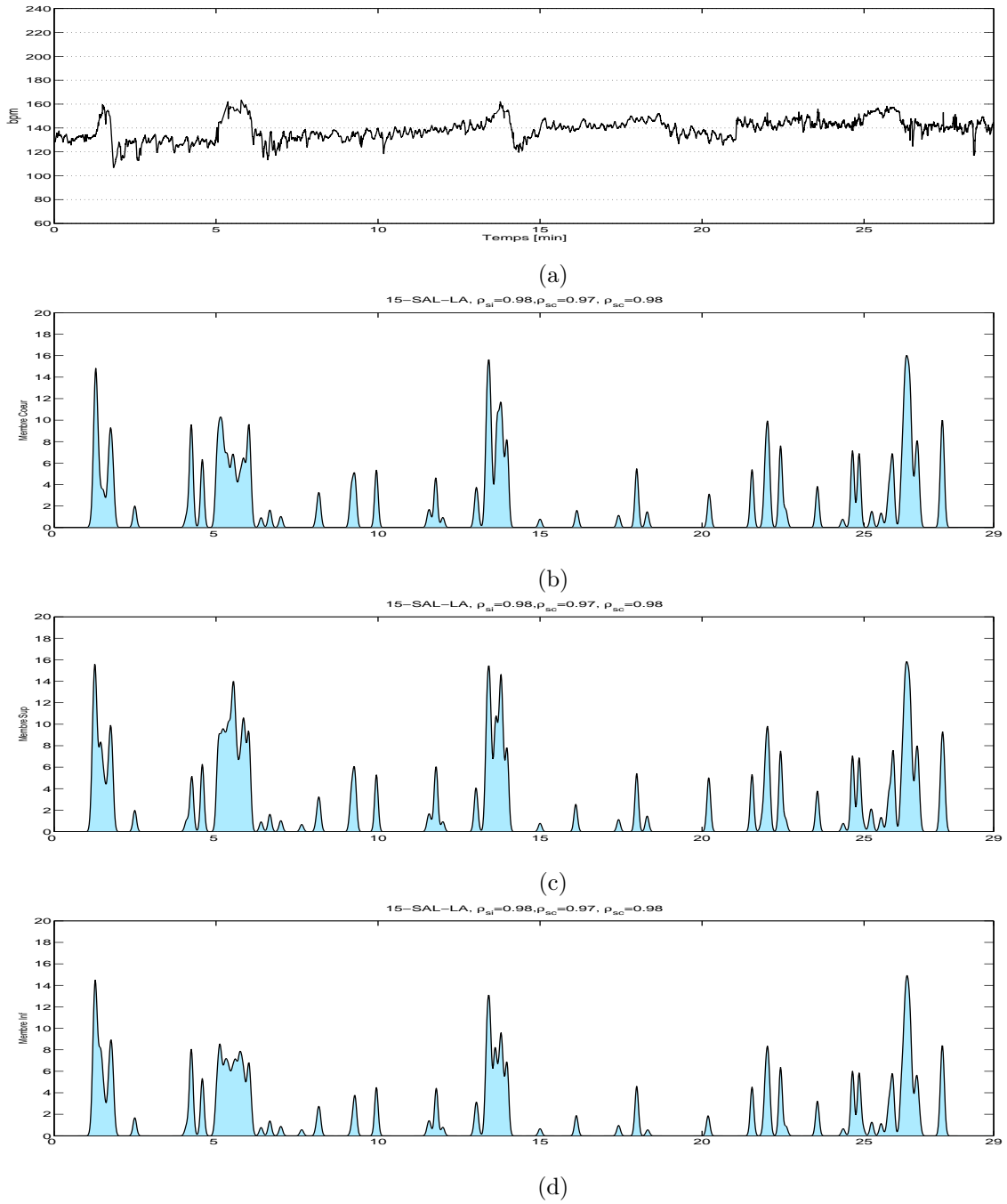


FIGURE 5.3 – Le signal « somme » filtré des mouvements dans le cas d'un examen de la patiente 15-SAL-LA : (b) sur le groupe thorax ; (c) sur le groupes des membres supérieurs ; (d) sur le groupe des membres inférieurs.

5.1. DÉTECTION DES MOUVEMENTS DU CORPS FŒTAL

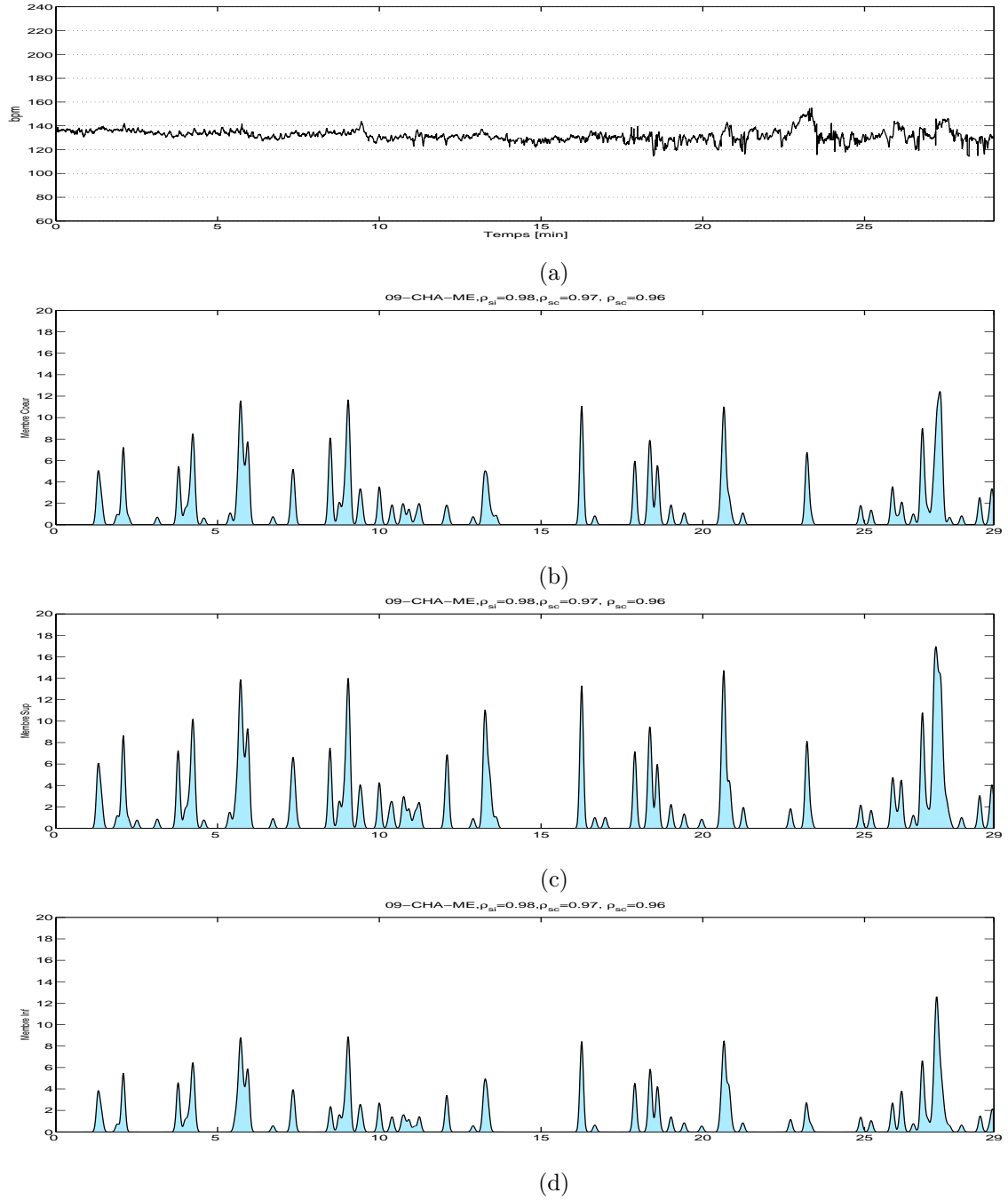


FIGURE 5.4 – Le signal « somme » filtré des mouvements dans le cas d'un examen de la patiente 09-CHA-ME : (b) sur le groupe thorax ; (c) sur le groupes des membres supérieurs ; (d) sur le groupe des membres inférieurs.

les augmentations du rythme cardiaque. Cependant, ce n'est pas toujours vrai. En effet, dans les figures 5.4a-5.4d nous pouvons observer qu'autour de la 23^e minute, une activité est détectée sur les trois groupes des capteurs mais seulement sur six^a canaux. Cette activité est corrélée à une augmentation importante dans le rythme cardiaque. Ici, notre seuil réglé à 16 est trop important et la détection échoue. Aucun lien entre l'augmentation du rythme et la présence des mouvements n'est confirmé.

Ces premiers résultats montrent la faiblesse de notre approche. En fait le problème ne réside pas seulement dans le choix du seuil, mais aussi parce que nous ne disposons pas de mesure de l'intensité du mouvement en absolu. En effet on mesure des déplacements mais on ne sait pas s'ils reflètent des grands mouvements ou des petits mouvements. Pour remédier à ce problème il faudrait calculer un mouvement de référence comme celui du cœur à l'aide soit de notre système, soit de l'échographie ou d'un mode TM.

5.2 Détection des mouvements pseudo-respiratoires

Les mouvements pseudo-respiratoires se développent au fur et à mesure que la grossesse avance et ils sont plus présents en fin de grossesse. Notez que les fœtus sains présentent des périodes caractérisées par l'absence de ces mouvements. D'autre part il est généralement accepté que la disparition de ces mouvements peut être un signe de souffrance fœtale. En absence d'oxygène, le fœtus conserve son énergie en réduisant, voire en faisant disparaître, les mouvements pseudo-respiratoires. Parce que ce paramètre est prévu dans le test de Manning et parce qu'il est accessible avec des techniques Doppler, nous avons estimé la présence ou l'absence de ce paramètre, même si son interprétation reste difficile. Pour détecter les mouvements pseudo-respiratoires nous avons utilisé la même galette utilisée pour la détection du rythme cardiaque.

5.2.1 Détection à partir d'un signal Doppler

Les mouvements pseudo-respiratoires sont des mouvements oscillatoires lents de l'abdomen fœtal, dont leurs fréquences sont comprises entre 0,5-1,5 Hz.

a. Sur le signal « somme » non-filtré des signaux binaires, cette activité a été détectée sur dix canaux.

5.2. DÉTECTION DES MOUVEMENTS PSEUDO-RESPIRATOIRES

Les vitesses Doppler engendrées par ce type des mouvements sont de l'ordre de 5-7 mm/s pour les fœtus normaux [Florido *et al.*, 2008]. Cette vitesse augmente jusqu'à environ 13mm/s si la mère présente une hypertension artérielle ou diabète gestationnel [Florido *et al.*, 2008]. Pour une fréquence d'émission de 2,25 MHz, le décalage Doppler est 15-21 Hz pour les fœtus normaux et de 39 Hz pour les fœtus dont la mère est malade. Pour assurer la détection de ces mouvements dans tous les cas, nous avons filtré dans la bande passante de 10-45 Hz les signaux I et Q fournis par l'appareil Actifoetus.

Les mouvements pseudo-respiratoires ont été détectés en utilisant l'algorithme décrit en figure 5.5. L'algorithme est appliqué sur chaque signal Doppler.

Après le filtrage des signaux I et Q dans la bande 10-45 Hz, les signaux directionnels redressés (x_F et x_B) et la phase du signal Doppler complexe ont été déduits, ainsi que leur densité spectrale de puissance (figure 5.6). La densité spectrale de puissance

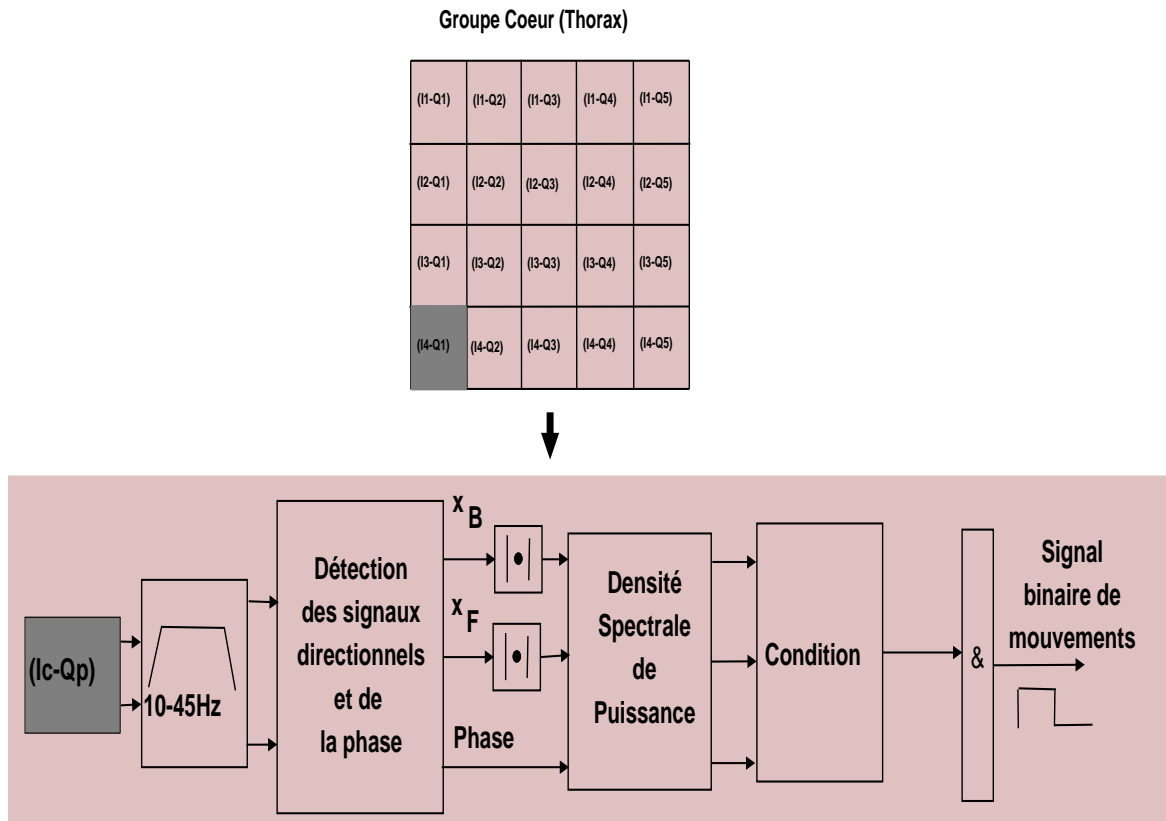


FIGURE 5.5 – Le principe de détection des mouvements pseudo-respiratoires au niveau d'un canal Doppler.

a été calculée comme le module de la transformée Fourier de l'autocorrélation.

L'algorithme détermine le maximum global de la densité spectrale de puissance des trois signaux : le signal de la phase et les deux signaux directionnels. Si ces maximums se trouvent dans la gamme 0,5-1,5 Hz, la détection est validée.

Le signal binaire qui indique la présence ou l'absence des mouvements pseudo-respiratoires au niveau de chaque volume de mesure est détecté suite à une analyse qui est effectuée à fenêtre glissante avec un pas de recouvrement de 250 ms. Pour détecter une fréquence de 0,5 Hz il faut donc une taille d'analyse minimum de 4000 ms. L'étude de [Yamakoshi *et al.*, 1996] a montré que la taille optimale est de 10000 ms. Pour des raisons d'implémentation nous avons choisi une taille de 8192 ms.

Un exemple de détection est illustré dans la figure 5.6. Dans cet exemple nous pouvons observer que les densités spectrales de puissance illustrées dans la figure 5.6c présentent un maximum global à la fréquence de 1,2 Hz.

Ce maximum global peut être perturbé parfois par les mouvements du cœur ou par la respiration de la mère. Dans l'exemple de la figure 5.7 la respiration de la mère joue le rôle du facteur perturbateur. Dans la figure 5.7c nous pouvons observer l'influence de la respiration maternelle qui donne une composante spectrale de la densité spectrale de la phase très importante à 0,2 Hz.

5.2.2 Détection des mouvements pseudo-respiratoires à partir de tous les signaux Doppler

L'algorithme a été appliqué aux signaux Doppler en provenance de tous les volumes de mesures (canaux) de la galette orientée vers le thorax. La figure 5.8 montre un exemple obtenu sur l'ensemble des signaux pendant 200 secondes.

Pour détecter la présence des mouvements pseudo-respiratoires nous avons choisi le seuil égal à 1. Nous avons considéré que le médecin devait être averti seulement s'il n'y a pas de mouvements pseudo-respiratoires, puisque leur absence est considérée inquiétante. Un seuil grand dans ce cas, similaire avec le seuil utilisé pour les mouvements du corps ne se justifie pas.

Pour un seuil égal à 1, nous observons qu'un épisode de mouvements pseudo-respiratoires de minimum 30 secondes commence à être détecté vers la 60^e seconde jusqu'à 90^e seconde. Nous avons observé qu'un épisode de durée minimum de 30

5.2. DÉTECTION DES MOUVEMENTS PSEUDO-RESPIRATOIRES

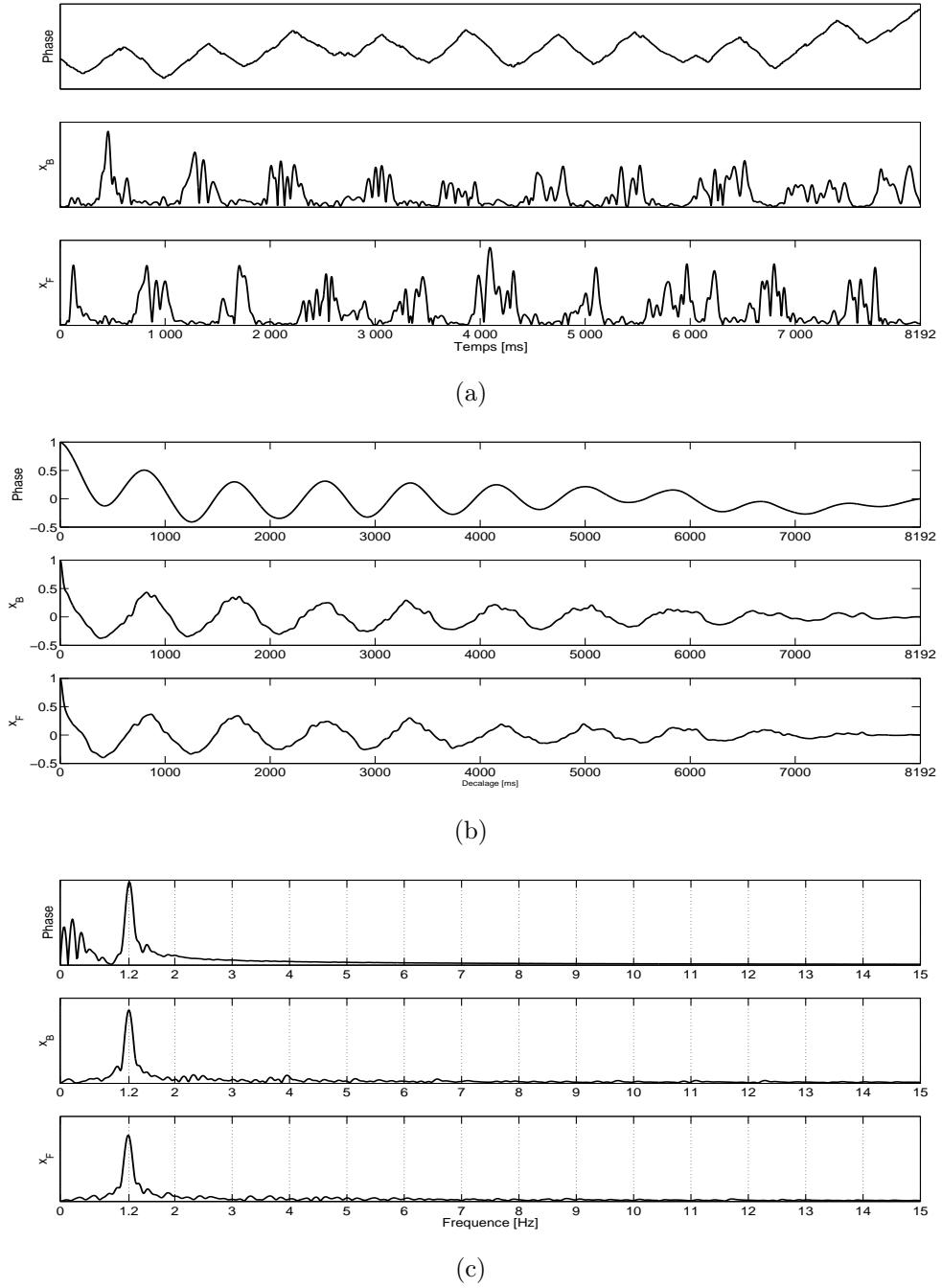


FIGURE 5.6 – Détection des mouvements pseudo-respiratoires en utilisant la phase du signal Doppler et les signaux directionnels : (a) la phase, les signaux directionnels x_B et x_F ; (b) l'autocorrélation de la phase, x_B et x_F ; (c) la densité spectrale de puissance de la phase, x_B et x_F

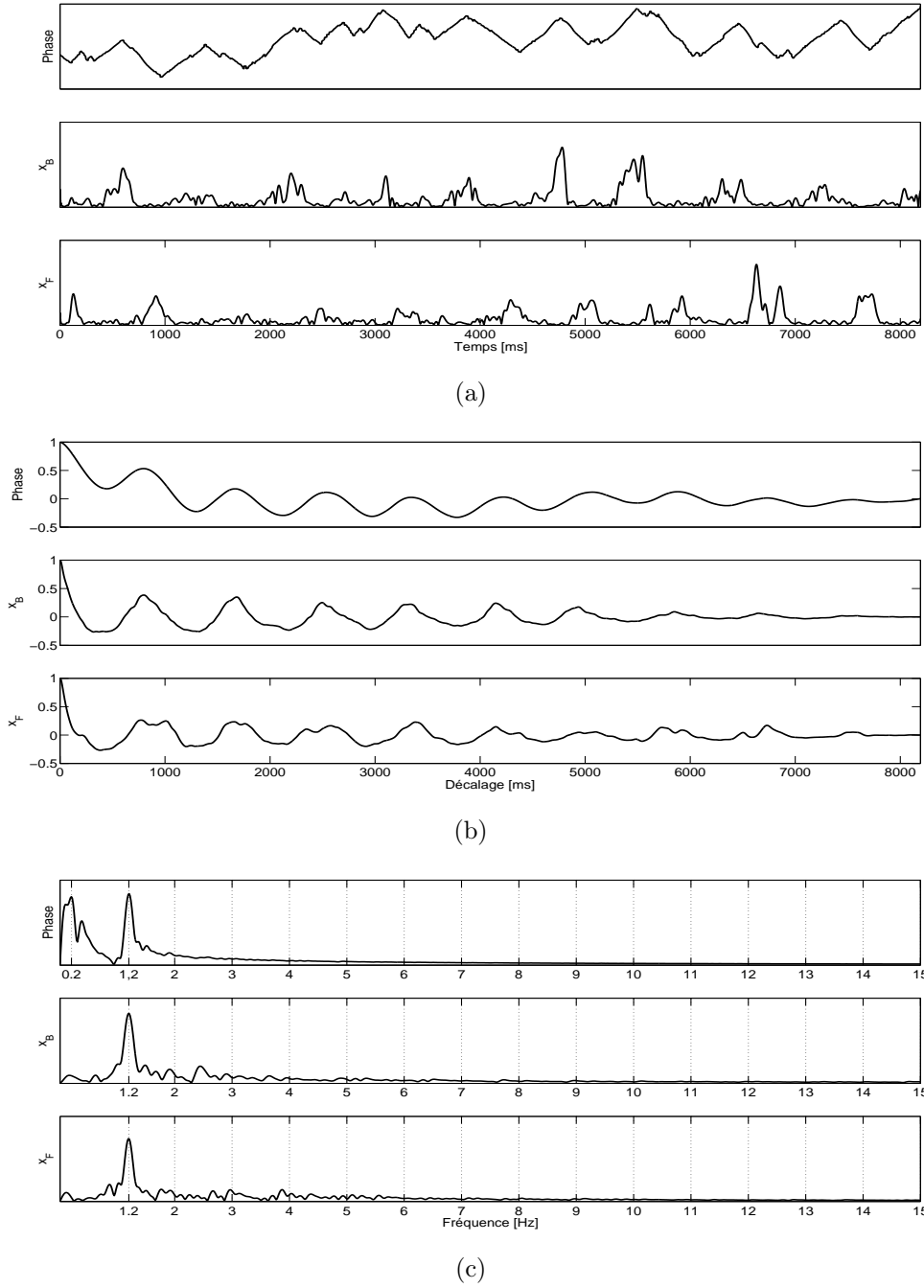


FIGURE 5.7 – Détection des mouvements pseudo-respiratoires en utilisant la phase du signal Doppler et les signaux directionnels. La respiration de la mère engendre une composante spectrale à 0,2 Hz qui peut perturber la détection des mouvements pseudo-respiratoires.

5.2. DÉTECTION DES MOUVEMENTS PSEUDO-RESPIRATOIRES

secondes était présent dans tous les enregistrements, et que le critère de Manning dans le cadre de notre score e-Manning (voir le tableau 1.1) a été toujours rempli.

D'autres paramètres qui caractérisent les mouvements pseudo-respiratoires peuvent être évalués. Des paramètres comme la durée moyenne des épisodes pseudo-respiratoires ou le pourcentage de temps de présence de ces mouvements ont déjà été utilisés dans l'analyse de la souffrance fœtale [Rizzo *et al.*, 1987].

Là encore, nous pensons que la détection des mouvements pseudo-respiratoires peut être améliorée en référant ces mesures à une référence. Toutefois, ce travail comme celui des mouvements du corps reste à faire.

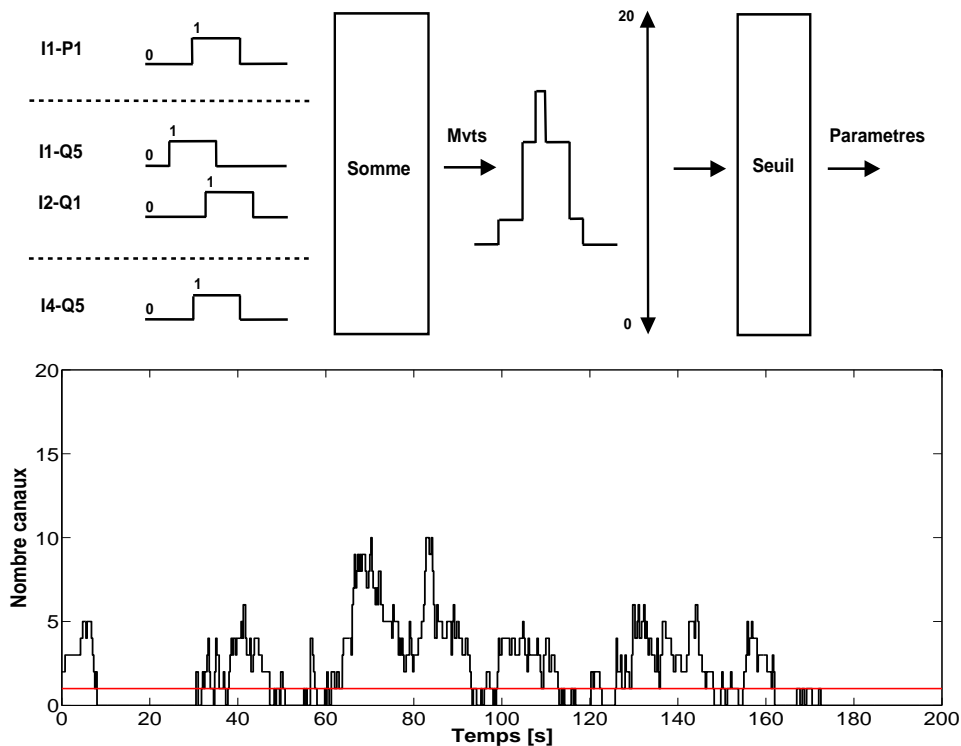


FIGURE 5.8 – Détection des mouvements pseudo-respiratoires à partir du volume exploré. Nous avons utilisé un seuil égal à 1 pour la détection des épisodes pseudo-respiratoires.

Troisième partie

Paramètres foetaux

Dans cette partie nous présentons les paramètres tirés de l'analyse du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux. La première catégorie de paramètres contient les paramètres déduits seulement à partir du rythme cardiaque fœtal. La deuxième catégorie contient les paramètres de mouvements. La troisième catégorie de paramètres utilisent l'information conjointe du rythme cardiaque fœtal et des mouvements fœtaux. La figure 5.9 résume notre démarche.

Parmi les paramètres cardiaques, nous avons évalué dans un premier temps les paramètres tirés de la littérature obstétricale et qui sont utilisés par l'appareil de référence Oxford SONICAID. Nous avons complété la liste des paramètres tirés à partir du rythme cardiaque avec des paramètres développés dans le domaine de la cardiologie. Nous présentons ci-dessous la liste des paramètres tirés du rythme cardiaque fœtal :

1. obstétricaux :
 - rythme de base, accélérations, décélérations ;
 - variabilité à court terme (VCT), variabilité à long terme (VLT), période de haute variabilité (PHV), période de basse variabilité (PBV) ;
2. cardiologie :
 - paramètres calculés à partir de la densité spectrale de puissance : la puissance spectrale calculée dans la bande des très basses fréquences (VLF - very low frequency), dans la bande des fréquences basses (LF - low frequency), et

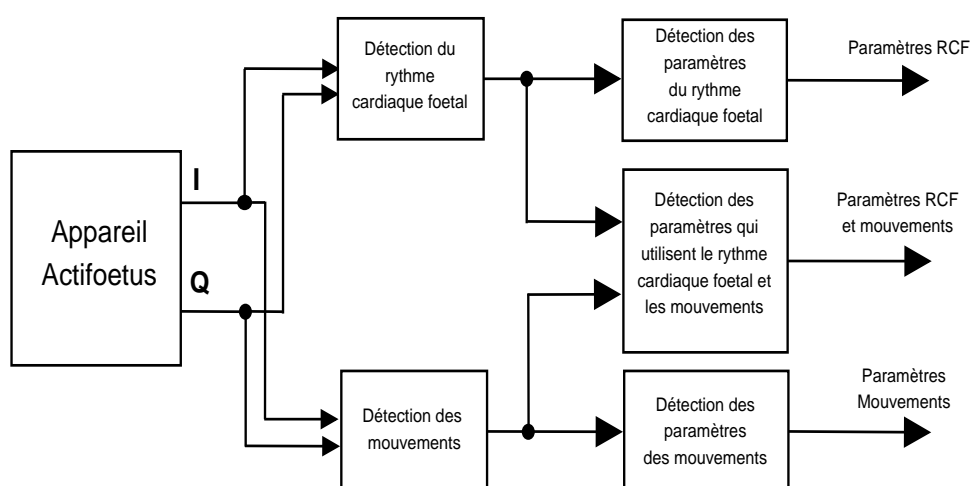


FIGURE 5.9 – Les paramètres qui sont utilisés dans la caractérisation du bien-être fœtal sont déduits à partir du rythme cardiaque fœtal, des mouvements fœtaux et de l'information conjointe du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux.

-
- dans la bande des hautes fréquences (HF - high frequency) ;
 - l’entropie approximée et échantillonnée ;
 - l’entropie multi-échelle ;
 - les paramètres qui quantifient les graphes des récurrences (paramètres RQA).

Dans le cas des paramètres des mouvements nous avons calculé les paramètres des mouvements qui ont été utilisés par d’autres équipes médicales [Rizzo *et al.*, 1987] dans la classification des fœtus sains et malades. Nous avons évalué les paramètres de mouvements :

1. du corps fœtal :
 - durée des mouvements ;
 - nombre de mouvements ;
 - pourcentage du temps passé en mouvements.
2. pseudo-respiratoires :
 - présence/l’absence.

Les paramètres qui utilisent l’information conjointe du rythme cardiaque fœtal et des mouvements sont les mêmes que les paramètres de mouvements du corps fœtal, à la différence qu’ils sont évalués après l’identification des états comportementaux.

D’après les connaissances actuelles de l’auteur, jusqu’à présent l’évaluation des paramètres de mouvements pendant les états comportementaux a été réalisée d’une façon manuelle. À la détection automatique des états comportementaux s’ajoute une difficulté majeure qui porte sur la détection des mouvements des yeux, puisque ce type de mouvements n’est pas disponible sur un appareil Doppler de notre type, en comparaison avec une observation à l’échographie.

Notez que les paramètres fœtaux issus du rythme cardiaque peuvent être aussi évalués après l’identification des états comportementaux. Cependant les algorithmes qui permettaient ce calcul n’ont pas été développés dans cette thèse. Les valeurs des paramètres du rythme cardiaque évaluées pendant les états comportementaux peuvent apporter une meilleure interprétation. Par exemple, la valeur d’un paramètre quelconque évaluée pendant l’état passif dans le cas d’un fœtus normal peut être identique avec la valeur évaluée pendant l’état actif (réveil) d’un fœtus en souffrance.

Parce qu’il existe des études cliniques qui ont évaluées seulement les paramètres des mouvements pendant les états comportementaux, nous nous sommes appuyés dans un premier temps sur ces paramètres.

Chapitre 6

Paramètres tirés du rythme cardiaque fœtal

Avant de présenter les paramètres tirés du rythme cardiaque fœtal nous présentons un point qui nous semble crucial et qui porte sur les particularités du traitement informatisé du rythme cardiaque dans les moniteurs fœtaux.

6.1 Traitement informatisé du rythme cardiaque

Le rythme cardiaque fourni par un système ECG, est calculé à partir des intervalles de temps entre deux battements consécutifs du cœur (les intervalles $R - R$) notée T_i dans la figure 6.1. Contrairement au système ECG, un système Doppler ne permet pas l'accès aux intervalles $R - R$ engendrés par deux battements consécutifs.

Comme nous l'avons spécifié dans la section 5, dans le cas d'un système Doppler l'analyse du rythme cardiaque s'effectue par fenêtre glissante. À chaque instant t la valeur du rythme estimée dépend de la taille W de la fenêtre utilisée dans les formules 4.1-4.4. La figure 6.2 montre la différence entre la série temporelle fournie par un appareil Doppler, et la série temporelle idéale fournie par un système ECG. Dans la figure 6.2 nous avons noté les instants t comme étant multiples du pas de recouvrement D utilisé dans l'analyse du signal Doppler directionnel brut et choisi égal à 250 ms.

Les rythmes notés avec $R_0, R_D \dots R_{nD}$ dans la figure 6.2 correspondent aux rythmes notés avec $Rf(t_0), \dots, Rf(t_N)$ de la figure 4.11, où N est le nombre total

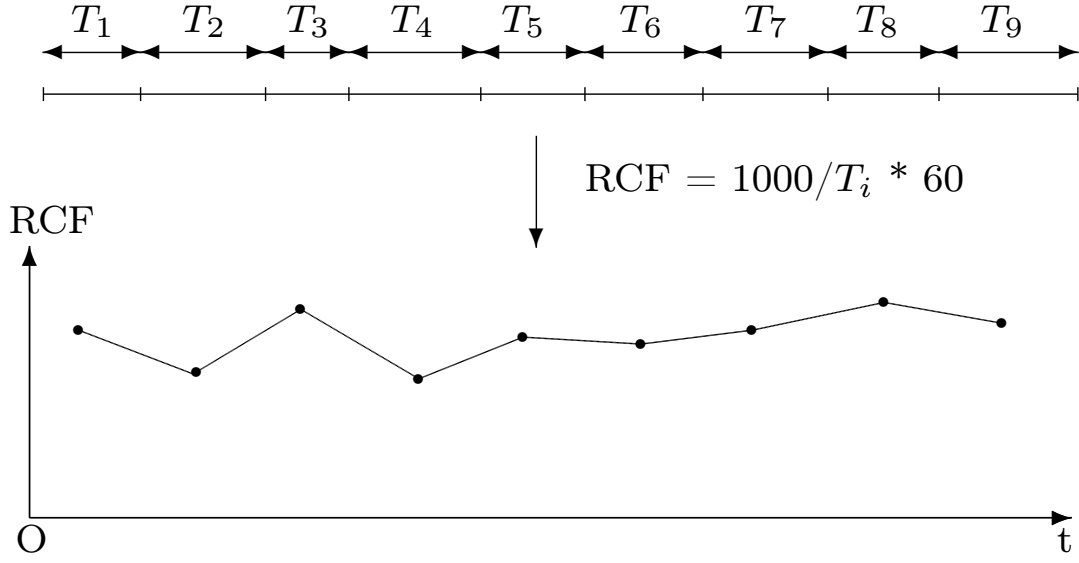


FIGURE 6.1 – Exemple d'une série temporelle fournie par un système ECG.

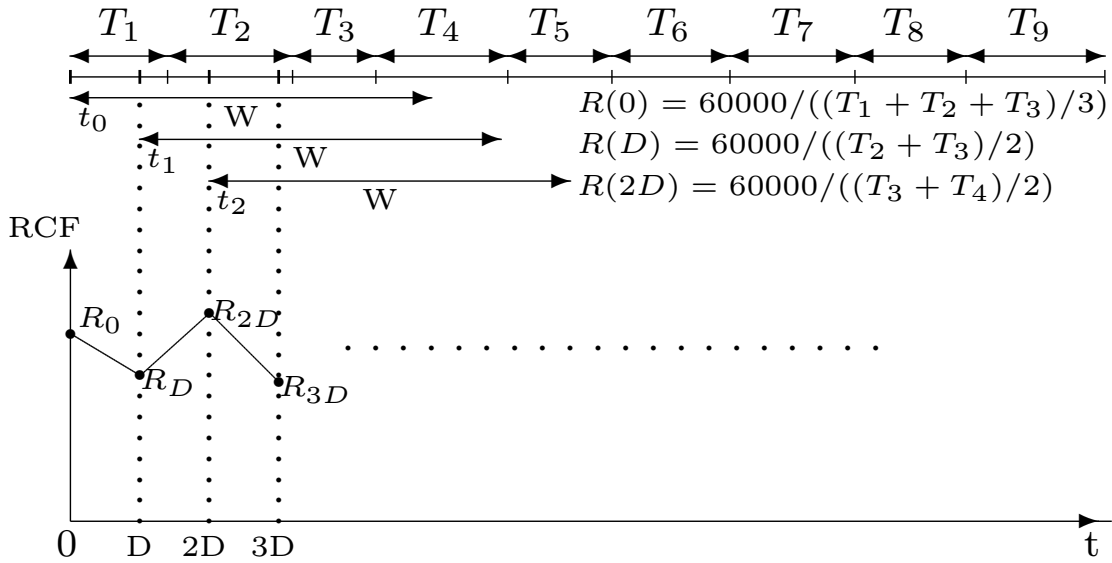


FIGURE 6.2 – Exemple d'une série temporelle fournie par un système Doppler.

des valeurs du rythme cardiaque calculées pour un enregistrement. Les valeurs aux instants $t_0 = 0, t_1 = D, t_2 = 2D$ dépendent de la taille W avec laquelle le signal Doppler brut a été analysé. Dans la figure, nous pouvons observer que le rythme R_0 évalué à l'instant $t_0 = 0$ dépend de T_1, T_2 et T_3 de la série ECG, R_D évalué à l'instant $t_1 = D$ dépend de T_2 et T_3 , et finalement R_{2D} évalué à l'instant $t_2 = 2D$

6.1. TRAITEMENT INFORMATISÉ DU RYTHME CARDIAQUE

de T_3 et T_4 .

Le traitement informatisé du rythme cardiaque foetal utilise la notion d'époque. Une époque est une fenêtre temporelle associée à la série du rythme cardiaque et non pas au signal Doppler brut. Chaque époque est caractérisée par une valeur du rythme cardiaque qui est la valeur moyenne des rythmes cardiaques compris dans l'époque. Par exemple, dans la figure 6.3 nous avons noté la durée de l'époque avec T_{ep} . Si la valeur de l'époque est $2D \leq T_{ep} \leq 3D$, alors le rythme cardiaque associé R_{ep} est égal à la moyenne des rythmes estimés aux instants $t_0 = 0, t_1 = D$ et $t_2 = 2D$. Dans la figure 6.3 nous avons entouré les trois valeurs du rythmes qui sont moyennées dans le cas $2D \leq T_{ep} \leq 3D$.

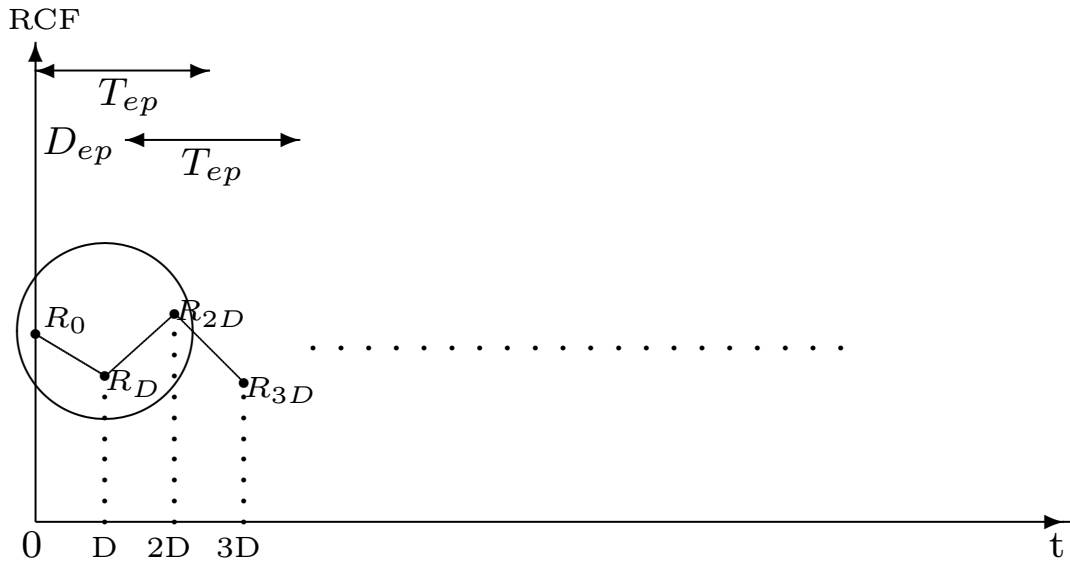


FIGURE 6.3 – La valeur du rythme cardiaque pour une époque est égale à la moyenne des rythmes cardiaques estimés pendant la durée de l'époque.

Un deuxième paramètre qui caractérise le traitement informatisé du rythme cardiaque est le décalage temporel de l'époque D_{ep} . Notez que pour $D_{ep} = T_{ep}$ les époques ne se recouvrent pas. Notez aussi que la valeur du rythme cardiaque associée à une époque dépend de W , D (appliqués aux signaux Doppler bruts), et des paramètres W_{ep} , D_{ep} (appliqués à la série du rythme cardiaque).

La figure 6.4 montre un problème supplémentaire que pose le traitement informatisé. Le rythme final analysé informatiquement est obtenu suite à deux transformations appliquées aux intervalles $R - R$. La question qui se pose en Doppler et qui

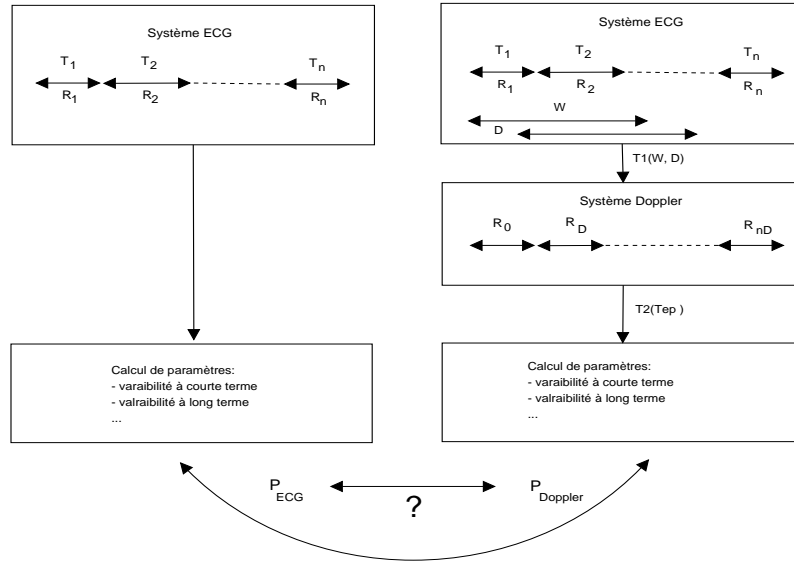


FIGURE 6.4 – Différence d'une série temporelle fournie par un système ECG et un système Doppler. T_i représentent les intervalles $R-R$ de la série ECG, R_i sont les rythmes associés aux T_i , W est la taille d'analyse du signal Doppler, D est le décalage temporel utilisé dans l'analyse du signal Doppler, P est un paramètre quelconque.

n'a jamais été résolue est : quel est le lien entre les paramètres ECG et Doppler pour n'importe quelle série T_i fournie par le système ECG ?

Nous avons utilisé deux configurations pour calculer les paramètres du rythme cardiaque :

1. la configuration de l'appareil Oxford SONICAID : $T_{ep} = D_{ep} = 3.75 \text{ s}$. Cette configuration a été utilisée pour le calcul des paramètres cardiaques obstétricaux [Dawes *et al.*, 1981]. Le choix de $T_{ep} = 3.75 \text{ s}$ facilite l'implémentation (une minute inclue exactement 16 époques, ce nombre étant une puissance de 2). Cette valeur est remise en question par d'autres études qui utilisent pour la durée de l'époque 2 s [Ferrario *et al.*, 2006] ;
2. la configuration suggérée par la Société Européenne de Cardiologie et la Société de l'Amérique du Nord de Stimulation Électro-physiologique [TaskForce, 1996]. Cette configuration propose $T_{ep} = 3 \text{ ou } 5 \text{ minutes}$. Le paramètre D_{ep} est choisi de telle façon qu'un recouvrement d'au moins 50% soit assuré. Cette configuration a été utilisée pour le calcul des paramètres cardiaques utilisés en cardiologie.

6.2 Les paramètres classiques développés en obstétrique

Une fois le rythme calculé par époques, nous pouvons calculer les paramètres qui en découlent.

6.2.1 La variabilité à court terme (VCT)

La variabilité à court terme est un indicateur du développement du système nerveux central [Berntson *et al.*, 1997, Malik et Camm, 1990, David *et al.*, 2007]. Ce paramètre caractérise les états comportementaux du fœtus [Arabin et Riedewald, 1992, Frank *et al.*, 2006, Lange *et al.*, 2009]. Son analyse fournit une bonne indication de la souffrance fœtale [Ferrario *et al.*, 2006], et identifie les fœtus avec un retard de croissance intra-utérine [Kikuchi *et al.*, 2006].

La relation 6.1,

$$VCT = \frac{1}{N_{ep}} \sum_{n=1}^{N_{ep}} |T_{ep}(n) - T_{ep}(n-1)|, \quad (6.1)$$

présente le calcul de la variabilité à court terme. Dans la relation 6.1 nous avons noté avec $T_{ep}(n)$ la période exprimée en *ms* qui correspond au rythme cardiaque de la n -ième époque que nous notons avec $R_{ep}(n)$. La période $T_{ep}(n)$ est liée au rythme $R_{ep}(n)$ par la relation $T_{ep}(n) = 60000/R_{ep}(n)$.

Pour le système Oxford SONICAID, la formule 6.1 est calculée pour chaque minute ($N_{ep} = 16$). Pour un enregistrement de 30 minutes nous avons obtenu 30 valeurs de la VCT. L'appareil fournit une valeur moyenne finale de sortie pour tout l'enregistrement qui est égale à la moyenne des 30 valeurs calculées toutes les minutes.

Nous avons calculé ce paramètre pour tous les enregistrements de notre base de données. Ensuite, nous avons déduit la statistique pour chaque groupe des fœtus : normal *Groupe_N*, pathologique avec une souffrance non-sévère (*Groupe_P2*), pathologique avec souffrance sévère (*Groupe_P3*).

Le tableau 6.1 montre les résultats pour les trois groupes. Les statistiques des trois groupes ne permettent pas de discriminer les fœtus normaux des pathologiques.

	$T_{ep}[s] = 3,75 ; D[ms] = 250 ; W[ms] = 2048$		
	<i>Groupe_N</i>	<i>Groupe_P2</i>	<i>Groupe_P3</i>
VCT [ms]	$3,89 \pm 1,91$	$4,64 \pm 2,16$	$4,34 \pm 2,42$

TABLE 6.1 – La valeur de la variabilité à courte terme pour la valeur de l'époque de 3,75 secondes, calculée pour le groupe des fœtus normaux (*Groupe_N*), pathologique avec une souffrance non-sévère (*Groupe_P2*), pathologique avec une souffrance sévère (*Groupe_P3*).

Nous avons reporté en annexe A.1 les discussions sur la valeur prédictive de ce paramètre pour la détection de l'acidose et son interprétation (les tableaux A.1 et A.2). Nous avons reporté aussi en annexe A.1 l'influence du choix des paramètres d'analyse D , W et T_{ep} .

6.2.2 La variabilité à long terme (VLT)

La variabilité à long terme, exprimée en battements par minute, s'exprime par :

$$VLT = \max(R_{ep}(n)) - \min(R_{ep}(n)), \quad n = 1, \dots, N_{ep}. \quad (6.2)$$

La variabilité à long terme (VLT) représente la différence entre la plus petite et la plus grande valeur du rythme. Si la variabilité à long terme s'exprime en ms,

$$VLT = \max(T_{ep}(n)) - \min(T_{ep}(n)), \quad n = 1, \dots, N_{ep}, \quad (6.3)$$

alors la variabilité à long terme représente la différence entre le plus long et le plus court intervalle de temps.

Nous avons calculée la VLT pour chaque minute (N_{ep} vaut 16 dans la relation 6.2 ou 6.3). Ensuite, nous avons calculé la moyenne des valeurs toutes les minutes de l'enregistrement.

	Normale	Douteuse	Anormale	Très Anormale
VLT [bpm]	> 10	6,5 à 10	5 à 6,5	< 5

TABLE 6.2 – L'interprétation du tracé du rythme cardiaque de la variabilité à long terme d'après [Snijders et al., 1990].

6.2. LES PARAMÈTRES CLASSIQUES DÉVELOPPÉS EN OBSTÉTRIQUE

L'interprétation de la VLT a été donnée par Snijders [Snijders *et al.*, 1990] et elle est reproduite dans le tableau 6.2.

De façon similaire, la valeur de la variabilité à long terme et son interprétation dépendent de paramètres d'analyse. Nous avons reporté en annexe A.2 l'influence du choix des paramètres du système D , W et T_{ep} sur sa valeur. Ce paramètre n'arrive pas à discriminer les fœtus sains de ceux en souffrance.

6.2.3 Les accélérations/décélérations

Les accélérations sont définies comme une augmentation du rythme cardiaque d'au moins 15 bpm pendant au minimum 15 s par rapport au rythme de base, ou une augmentation de 10 bpm pendant un minimum de 15 s [Dawes *et al.*, 1991],

		Nombre d'examens/semaine d'aménorrhée																	
		24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	Total
<i>Groupe_N</i>		0	6	7	15	4	10	6	11	5	6	3	10	1	3	2	1	0	90
ExRet		0	6	5	13	4	9	6	10	2	5	1	6	1	3	2	1	0	74
≥ 2		0	4	4	11	4	6	2	6	1	4	1	4	0	0	1	0	0	48
$= 1$		0	2	0	1	0	2	2	0	1	1	0	2	1	2	0	1	0	15
$= 0$		0	0	1	1	0	1	2	4	0	0	0	0	0	1	1	0	0	11
<i>Groupe_P2</i>		0	0	1	0	1	0	1	1	3	4	2	1	1	1	0	0	0	16
ExRet		0	0	1	0	1	0	0	0	2	1	0	1	5	0	0	0	0	11
≥ 2		0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	0	1	4	0	0	0	0	8
$= 1$		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$= 0$		0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	3
<i>Groupe_P3</i>		2	0	5	4	6	9	5	6	3	4	0	0	0	0	0	0	0	44
ExRet		2	0	5	4	5	8	5	4	3	1	0	0	0	0	0	0	0	37
≥ 2		2	0	4	1	3	3	3	1	2	0	0	0	0	0	0	0	0	19
$= 1$		0	0	1	0	2	4	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9
$= 0$		0	0	0	3	0	1	2	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	9

TABLE 6.3 – Le nombre d'examens qui présentent des accélérations en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée), pour les groupes *Groupe_N*, *Groupe_P2*, *Groupe_P3*; *ExRet* est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse; ≥ 2 , $= 1$, $= 0$ correspond au nombre d'examens qui présentent au moins deux accélérations, une seule accélération et aucune accélération, respectivement.

CHAPITRE 6. PARAMÈTRES TIRÉS DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL

		Nombre d'examens/semaine d'aménorrhée																		
		24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	Total	
<i>Groupe_N</i>		0	6	7	15	4	10	6	11	5	6	3	10	1	3	2	1	0	90	
ExRet		0	6	5	13	4	9	6	10	2	5	1	6	1	3	2	1	0	74	
≥ 1		0	1	3	2	0	3	1	2	0	2	0	1	0	0	0	0	0	15	
$= 0$		0	5	2	11	4	6	5	8	2	3	1	5	1	3	2	1	0	59	
<hr/>																				
<i>Groupe_P2</i>		0	0	1	0	1	0	1	1	3	4	2	1	1	1	0	0	0	16	
ExRet		0	0	1	0	1	0	0	0	2	1	0	1	5	0	0	0	0	11	
≥ 1		0	0	1	0	0	0	0	0	2	0	0	0	1	0	0	0	0	4	
$= 0$		0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	1	4	0	0	0	0	7	
<hr/>																				
<i>Groupe_P3</i>		2	0	5	4	6	9	5	6	3	4	0	0	0	0	0	0	0	44	
ExRet		2	0	5	4	5	8	5	4	3	1	0	0	0	0	0	0	0	37	
≥ 1		1	0	2	2	0	2	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	11	
$= 0$		1	0	3	2	5	6	4	3	2	3	0	0	0	0	0	0	0	26	

TABLE 6.4 – Le nombre d'examens qui présentent des décélérations en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée), pour les groupes *Groupe_N*, *Groupe_P2*, *Groupe_P3*; *ExRet* est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse; ≥ 1 , $= 0$ correspond au nombre d'examens qui présentent au moins une décélération et aucune décélération, respectivement.

[SOGC, 2007]. Notez que les accélérations ont été mises en corrélation avec le niveau d'oxygénation du sang fœtal par [Guzman *et al.*, 1996] et que leur nombre augmente avec l'âge gestationnel [Roberts *et al.*, 2001]. Le tableau 6.3 montre les résultats obtenus pour notre base de données.

Les décélérations sont définies comme une baisse du rythme cardiaque de 20 bpm pendant une période minimum de 30 s, ou d'une baisse de 10 bpm pendant une période minimum de 60 s, par rapport au rythme de base [SOGC, 2007]. Leur nombre, et leur durée ont été mis en corrélation avec le niveau du pH du sang fœtal [Strachan *et al.*, 2001].

Nous pouvons observer la présence (tableau 6.3) d'accélérations dans le groupe des fœtus en souffrance sévère *Groupe_P3*, et la présence de décélérations (tableau 6.4) dans le groupe *Groupe_N*.

L'existence d'accélérations chez les fœtus normaux confirme la bonne oxygénation du cœur et donc l'absence de la souffrance fœtale. D'autre part, la présence d'accélérations chez les fœtus en souffrance sévère peut indiquer une souffrance qui

n'est pas liée seulement à une manque d'oxygène. Aussi, la présence des décélérations dans le groupe des fœtus classifiés normaux par les médecins peuvent être liés à d'autres facteurs et non pas à une maladie.

Notez que le nombre d'accélérations ou de décélérations détectés peut être parfois erroné en raison d'une mauvaise estimation de la ligne de base du rythme cardiaque. Nous présentons dans l'annexe A.3 l'impact d'une mauvaise estimation de la ligne de base. Une mauvaise estimation de la ligne de base peut jouer sur la décision automatique de la réactivité d'un tracé de rythme cardiaque (avoir un nombre d'au moins deux accélérations pendant la durée d'enregistrement).

L'inter-dépendance des accélérations, des décélérations et la ligne de base décrite, dans l'annexe A.3 représente un désavantage majeure de ces paramètres par rapport à la variabilité à court terme et à long terme. De plus, ces paramètres présentent aussi le désavantage de la variabilité à court et à long terme (la dépendance des paramètres d'analyse, notamment de T_{ep}). Nous avons calculé d'autres paramètres (proposés par Oxford SONICAID) indépendants du calcul de la ligne de base, comme les périodes de basses et hautes variabilités. Cette discussion a été reportée en annexe A.4.

6.3 Les paramètres développés en cardiologie

Il a été suggéré pour les adultes, [Saito *et al.*, 2005], que la variabilité du rythme cardiaque baisse pendant des conditions hypoxiques, et que cette diminution peut être détectée avant l'apparition de signes cliniques. Chez l'adulte, les paramètres qui caractérisent la complexité d'une série ont mis en évidence la baisse de la variabilité du rythme cardiaque. Ces paramètres s'avèrent utiles notamment dans l'étude de la cardiomyopathie [Clariá *et al.*, 2008], de l'insuffisance cardiaque [Signorini *et al.*, 2006], de la fibrillation du cœur [Chesnokov, 2008].

Nous avons appliqué dans le cas du fœtus les paramètres de complexité développés en cardiologie pour les adultes qui peuvent indiquer la diminution de la variabilité du rythme. Le but est d'identifier le moment où l'hypoxie s'installe.

6.3.1 Les paramètres de complexité

6.3.1.1 L'entropie approximée (ApEn)

L'entropie approximée a été proposée par [Pincus, 1991] [Pincus, 1995] pour déterminer l'évolution de la complexité d'un système, en utilisant la sortie du système. Elle a été appliquée aux séries $R - R$ issues de l'ECG [Pincus et Goldberger, 1994]. Ce paramètre baisse si le signal est de plus en plus régulier. Une hypoxie sévère et prolongée engendrera comme réaction du système nerveux de ne plus influencer sur les battements du cœur. Sans l'influence du système nerveux le cœur fonctionne à la fréquence d'activation du nœud atrio-ventriculaire, impliquant alors un rythme cardiaque très régulier (constant).

La procédure de calcul de l'entropie pour une série temporelle du rythme cardiaque de longueur N est :

1. on forme les vecteurs :

$$\mathbf{V}_i = [R_f(t_i), R_f(t_{i+1}), \dots, R_f(t_{i+m-1})], \quad i = 1, \dots, N - m + 1 \quad (6.4)$$

2. on calcule le vecteur dont les éléments sont les différences entre les éléments correspondants de deux vecteurs de dimension m :

$$d(\mathbf{V}_i, \mathbf{V}_j) = \underbrace{\max}_{k=1, \dots, m} [|R_f(t_{i+k}) - R_f(t_{j+k})|] \quad (6.5)$$

3. pour un vecteur \mathbf{V}_i nous comptons le nombre P_i^m des vecteurs similaires ($d(\mathbf{V}_i, \mathbf{V}_j) \leq r$), et nous calculons la probabilité d'apparition dans la série du motif

$$C_r^m(i) = P_i^m / (N - m + 1) \quad (6.6)$$

Nous répétons cette étape pour toutes les valeurs de $i = 1, \dots, N - m + 1$.

4. nous calculons :

$$\phi^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_r^m(i) \quad (6.7)$$

6.3. LES PARAMÈTRES DÉVELOPPÉS EN CARDIOLOGIE

5. nous augmentons la dimension du motif recherché : $m = m + 1$ et nous répétons les étapes précédentes pour calculer :

$$\phi^{m+1}(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} \ln C_r^{m+1}(i) \quad (6.8)$$

6. nous calculons l'entropie approximée :

$$ApEn(m, r, N) = \phi^m(r) - \phi^{m+1}(r) \quad (6.9)$$

6.3.1.2 L'entropie échantillonnée (SampEn)

Le désavantage de l'entropie approximée est le biais introduit dans la valeur calculée [Richman et Moorman, 2000] [Lake *et al.*, 2002] par la prise en compte de l'autosimilarité et la longueur finie de la séquence analysée. Le calcul de l'entropie échantillonnée est similaire à celui de l'entropie approximée avec la différence que $i \neq j$ dans l'équation 6.5 (nous ne comptons pas l'autosimilarité des motifs), et la division se fait par rapport à $N - m$ et non plus par rapport à $N - m + 1$ dans l'équation 6.6 (pour éliminer l'effet de la longueur finie des séquences).

6.3.1.3 L'entropie multi-échelle (MSE)

L'entropie multi-échelle [Costa *et al.*, 2002, Costa *et al.*, 2008] quantifie la régularité sur plusieurs échelles de la série initiale. Les signaux correspondant aux échelles supérieures sont calculés en moyennant les échantillons de la série initiale. La formule 6.10 calcule les signaux aux différentes échelles. Par exemple, pour l'échelle 2 nous faisons la moyenne de deux éléments consécutifs sans recouvrement de la série initiale \mathbf{R}_f . Pour l'échelle 3 la moyenne est effectuée sur 3 échantillons consécutifs.

$$R_j^\tau = \frac{1}{\tau} \sum_{i=(j-1)\tau+1}^{j\tau} R_f(t_i) \quad (6.10)$$

Après la détermination des signaux à plusieurs échelles, nous calculons l'entropie échantillonnée pour chaque signal R_j^τ . Ce calcul est réalisé avec une fenêtre glissante de 3 minutes. Pour la première échelle cette fenêtre est composée de 720 (c'est la valeur de N dans la relation 6.9) valeurs du rythme cardiaque. Le nombre d'échan-

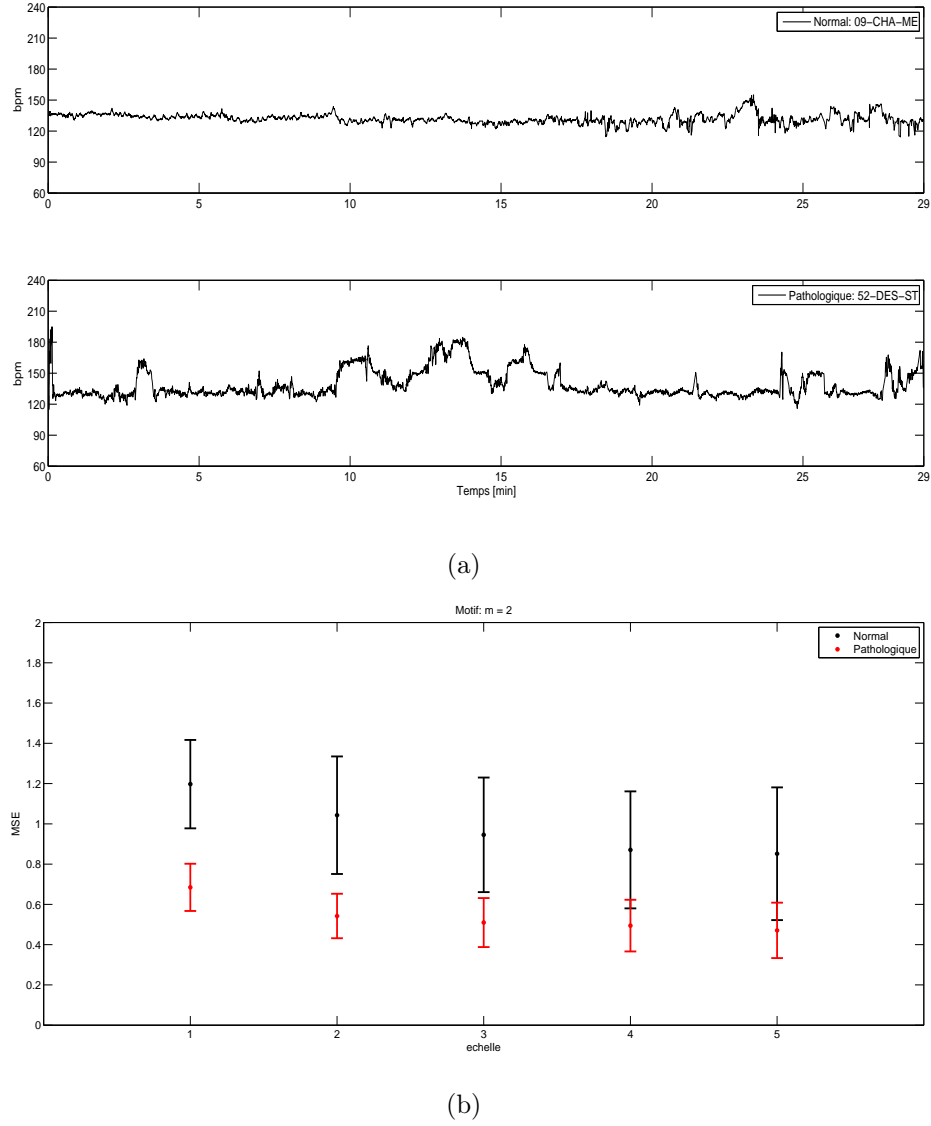


FIGURE 6.5 – Exemple de calcul de l'entropie multi-échelle dans le cas d'un rythme cardiaque : a) d'un fœtus sain et d'un fœtus en souffrance ; b) l'entropie multi-échelle calculée pour le motif $m=2$.

tillons de la fenêtre temporelle décroît τ -fois pour chaque échelle. Le décalage de la fenêtre est d'un échantillon quel que soit l'échelle.

La figure 6.5a montre les rythmes d'un fœtus sain et d'un fœtus en souffrance. Nous pouvons observer que les deux rythmes ont une ligne de base d'environ 130 bpm. Les deux rythmes présentent des zones avec de faibles variations du rythme,

6.3. LES PARAMÈTRES DÉVELOPPÉS EN CARDIOLOGIE

mais aussi avec des variations plus importantes. Le rythme du fœtus en souffrance (figure 6.5a) présente plus d'accélération par rapport au fœtus sain. Dans ce cas les paramètres obstétricaux ne permettent de distinguer les deux fœtus.

La figure 6.5b montre les résultats de l'entropie multi-échelle pour le motif $m=2$ et r égal à 0.15 de l'écart-type du rythme. La figure 6.5b montre que l'entropie multi-échelle arrive à discriminer les deux examens pour les premières 3 échelles, alors que pour les échelle 4 et 5 une superposition des deux statistiques a été observée.

Nous avons calculé l'entropie multi-échelle pour toute la base de données. Même si cette mesure de complexité est capable de discriminer complètement une partie d'examen pathologiques de ceux des fœtus sains, elle n'est pas capable de discriminer complètement les deux groupes. Le tableau 6.5 montre les statistiques obtenues pour les trois groupes en utilisant l'entropie approximée et l'entropie échantillonnée pour la première échelle.

6.3.1.4 Le graphe de récurrence

La plupart des systèmes dynamiques non-linéaires sont caractérisés par des équations différentielles. Pour caractériser l'espace des phases d'un système dynamique, Eckman [Eckman *et al.*, 1987] a introduit les graphes de récurrences (RP). Les RP permettent une représentation bidimensionnelle (matricielle) de l'information présente dans l'espace des phases D -dimensionnel équivalent. Un élément de la matrice de récurrence vaut 1 si deux points appartenant aux trajectoires dans cet espace sont récurrents (sont confinés dans une sphère de rayon r).

Parce que le système d'équations qui caractérisent le cœur n'est pas connu, nous n'avons pas calculé la matrice des récurrences à partir de l'espace des phase. Dans cette thèse nous avons calculé la matrice des récurrences à partir de la série du rythme cardiaque en utilisant des vecteurs de dimension m . Nous notons ces vecteurs avec \mathbf{V}_i , comme dans l'équation 6.5. Mathématiquement, la matrice des récurrences peut être décrite par l'équation 6.11 :

$$\mathbf{RP}_m(r, i, j) = \Theta(r - \|\mathbf{V}_i - \mathbf{V}_j\|), \quad \mathbf{V}_i, \mathbf{V}_j \in \mathcal{R}^m, \quad (6.11)$$

où $\Theta(\cdot)$ est la fonction d'Heaviside, $\|\cdot\|$ est la norme L_1 , et $i, j = 1, \dots, N - m + 1$. Cette matrice est une matrice binaire.

CHAPITRE 6. PARAMÈTRES TIRÉS DU RYTHME CARDIAQUE FŒTAL

Différentes structures, comme des points isolés ou des lignes diagonales, caractérisent le graphe de récurrence [Marwan, 2003]. Pour quantifier ces structures Zbilut et Webber [Zbilut et Webber, 1992, Webber et Zbilut, 1994] ont proposé différents paramètres connus sous le nom de paramètres RQA. L'analyse des paramètres RQA est importante puisque les paramètres se modifient en fonction du régime de fonctionnement du système à savoir : périodique, pseudo-périodique ou chaotique. La totalité des paramètres RQA qui ont été calculés sont présentés dans l'annexe B.2.

Dans la figure 6.6, nous présentons l'apport de la longueur diagonale moyenne notée L_{moy} dans la séparation des rythmes cardiaques. D'après l'interprétation de Marwan [Marwan, 2003] la longueur moyenne est le temps moyen pendant lequel on peut prédire le signal. Nous pouvons observer dans le cas d'un fœtus sain que ce temps est toujours plus petit que dans le cas d'un fœtus en souffrance. Une valeur plus petite du paramètre signifie un rythme du fœtus sain moins prévisible et donc moins régulier que le rythme du fœtus en souffrance. Une évolution plus régulière du rythme peut être un indice de souffrance fœtale.

Nous avons calculé les paramètres RQA pour toute la base de données, dans le cas d'un motif $m=2$ et une tolérance $r=0,15$. Le tableau 6.5 montre les statistiques obtenues pour les trois groupes. Nous avons observé que les paramètres RQA sont capables de discriminer seulement une partie des examens des fœtus sains de ceux en souffrance, comme dans le cas de l'entropie multi-échelle. Toutefois, aucun paramètre n'arrive à distinguer complètement les différents groupes.

	ApEn	SampEn	RR	DET	DIV	ENTR	Lmax	Lmoy	RATIO
<i>Groupe_N</i>	2,97±0,51	2,90±1,36	0,14±0,08	0,71±0,10	0,04±0,02	1,53±0,45	41,45±34,37	4,16±2,25	10,95±3,68
<i>Groupe_P2</i>	2,27±0,53	2,52±0,63	0,10±0,04	0,70±0,08	0,05±0,02	1,43±0,30	30,59±13,72	3,54±0,63	10,51±2,51
<i>Groupe_P3</i>	2,69±0,98	2,29±0,64	0,13±0,15	0,67±0,13	0,05±0,03	1,46±0,62	44,41±52,54	5,08±5,61	12,74±5,93

TABLE 6.5 – *La statistique des paramètres développés en cardiologie pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3. Les paramètres ont été calculés pour le motif $m=2$ et $r=0,15$ de l'écart type du rythme cardiaque.*

6.3. LES PARAMÈTRES DÉVELOPPÉS EN CARDIOLOGIE

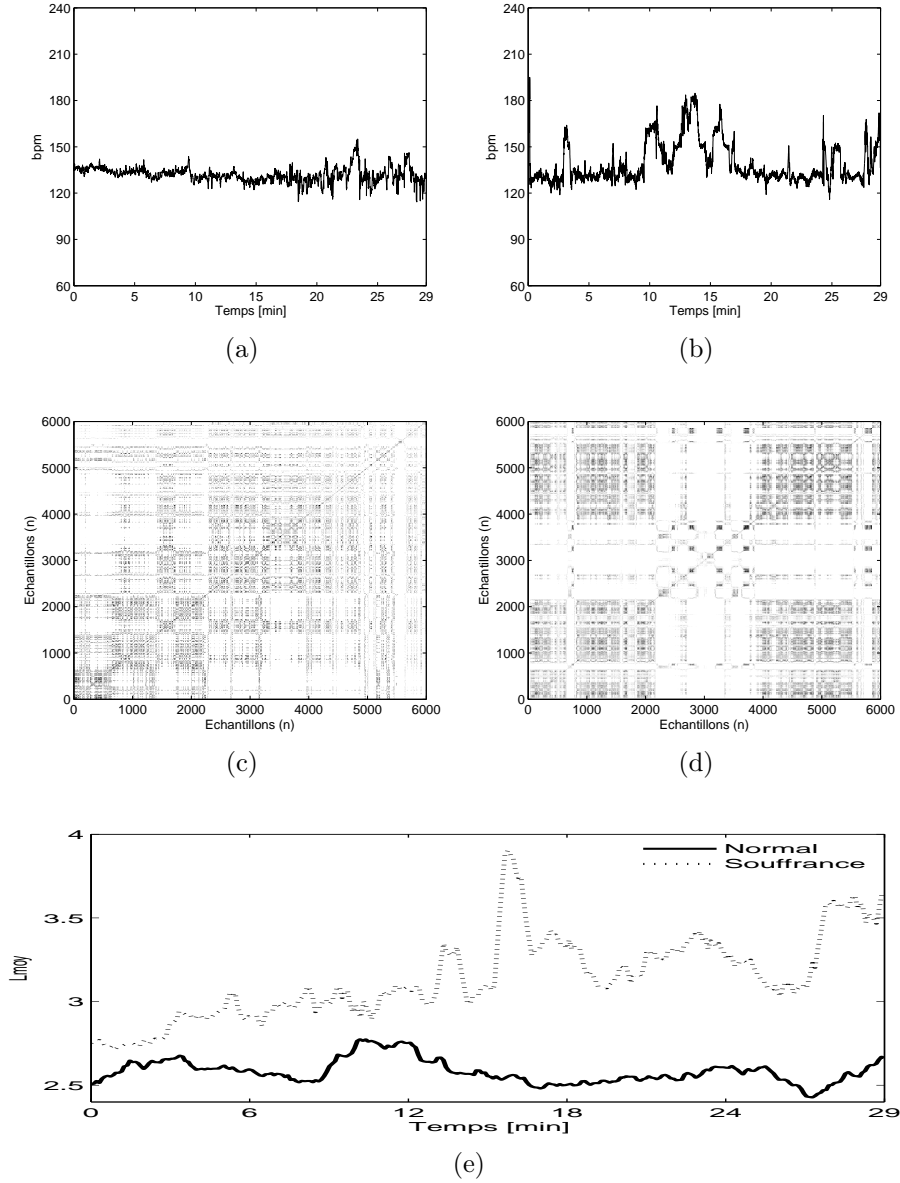


FIGURE 6.6 – (a) rythme cardiaque d'un fœtus sain ; (b) rythme cardiaque d'un fœtus en souffrance ; (c) la matrice \mathbf{RP} calculée pour le fœtus sain ; (d), la matrice \mathbf{RP} calculée pour le fœtus en souffrance ; (e) la longueur diagonale moyenne L_{moy} (la relation B.3) est un paramètre discriminant.

Chapitre 7

Paramètres de mouvements et paramètres fusionnés

Dans ce chapitre nous décrivons les paramètres calculés à partir du signal binaire de mouvements obtenus suite à l'algorithme présenté dans la section 5.1. Les paramètres de mouvements fœtaux ont été développés dans le domaine de la neurologie.

7.1 Paramètres de mouvements

Nous avons calculé les paramètres de mouvements décrits par Rizzo [Rizzo *et al.*, 1988]. Les paramètres calculés sont :

1. le nombre de mouvements ;
2. la durée moyenne des mouvements ;
3. le pourcentage du temps pendant lequel le fœtus bouge et le pourcentage du temps où le fœtus est en repos.

Nous exemplifions le calcul de ces paramètres dans la figure 7.1. Par exemple, pour la période présentée dans la figure 7.1 nous avons compté 2 mouvements notés avec $T_{activit}$ (27,6 s, et 12 s), avec une durée moyenne de mouvements de 19,8 s. Nous avons compté aussi trois périodes de repos notées avec T_{repos} (54,85 s, 0,05 s, et 10,5 s), ce qui donne un pourcentage de repos pour cette période de 62,28% et un pourcentage d'activité de 37,62%.

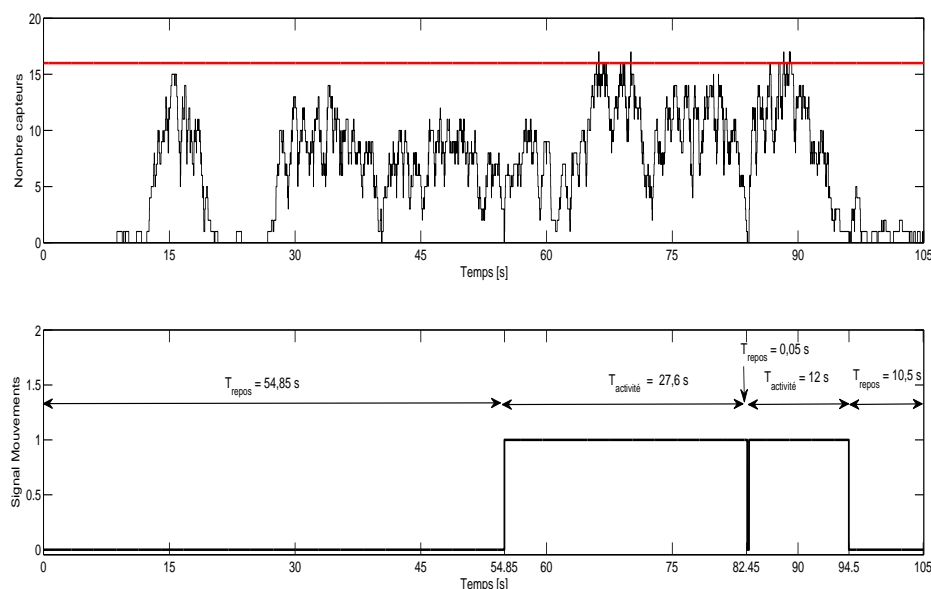


FIGURE 7.1 – Les paramètres de mouvements calculés sont : le nombre et la durée des mouvements, le pourcentage du temps pendant lequel le fœtus bouge ou il est en repos.

Notez que les paramètres varient en fonction du seuil de détection. Dans cet exemple nous avons utilisé un seuil de 16 pour le nombre des signaux sur lesquels les mouvements doivent être présents.

Nous avons appliqué l'algorithme sur toute la base de données. Pour l'analyse de la base de données, nous avons fixé le seuil à 16 pour chaque groupe de capteurs. Le choix de ce seuil assure que les mouvements détectés sont des mouvements détectés dans tout le volume d'exploration.

Notez que le test de Manning (tableau 1.1) nécessite la détection de 3 mouvements isolés. Dans notre approche électronique du score, nous avons imposés 3 mouvements de rotation pour valider le critère du score e-Manning.

Notez que pendant le monitoring, le fœtus peut bouger de telle façon qu'il n'est plus en totalité dans la direction de tir des transducteurs. Dans ce cas un mouvement sera détecté sur moins de canaux et implicitement la détection avec ce seuil va échouer. Nous pouvons aussi trouver des cas où aucun mouvement n'est détecté même s'il se produit.

7.2. PARAMÈTRES FUSIONNÉS MOUVEMENTS & RYTHME

	T_{repos} [%]	$T_{activite}$ [%]	Nr. Mouvements	Durée Moyenne [s]
<i>Groupe_N</i>	93,24±4,00	6,76±4,00	31,98±23,61	5,03±3,39
<i>Groupe_P2</i>	91,83±3,20	8,17±3,20	38,90±15,32	5,02±2,97
<i>Groupe_P3</i>	94,45±3,32	5,55±3,32	25,15±17,53	4,90±3,04

TABLE 7.1 – *La statistique des paramètres des mouvements pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3. T_{repos} est le temps total de repos du fœtus, $T_{activite}$ est le temps d'activité fœtale, Nr. Mouvements est le nombre des mouvements, DureMoyenne est la durée moyenne des mouvements.*

Nous avons évalué les paramètres des mouvements pour chaque examen de notre base de données. Ensuite nous avons estimé la statistique des paramètres pour chaque groupe. Le tableau 7.1 montre les résultats obtenus sur l'ensemble de la base de données. Une baisse de la durée moyenne des mouvements, du nombre de mouvements et du temps d'activité fœtale ont été observés pour les fœtus en souffrance du groupe *Groupe_P3* par rapport au groupe des fœtus sains du groupe *Groupe_N*. Nous pouvons conclure qu'une réduction de l'activité apparaît chez les fœtus en souffrance. Cependant, les statistiques des paramètres ne sont pas séparées et aucun paramètre ne peut pas discriminer complètement les groupes.

7.2 Paramètres fusionnés mouvements & rythme

Les mêmes paramètres décrits dans la section précédente peuvent être évalués pendant les différentes périodes qui correspondent aux états comportementaux 1_F et 2_F (voir tableau 2.2). D'après [Rizzo *et al.*, 1987] le comportement fœtal change pendant les deux états de sommeil passif 1_F et sommeil actif 2_F dans le cas des fœtus sains par rapport à ceux en souffrance.

D'après les médecins un fœtus sain alterne les durées d'accalmie (sommeil passif) avec celles d'activité (sommeil actif). Les périodes d'accalmie sont caractérisées par l'absence totale (ou quasiment totale) de mouvements fœtaux dans le cas de fœtus sains. En comparaison, pendant l'état d'activité 2_F le fœtus sain présente des mouvements. Contrairement aux fœtus sains, les fœtus en souffrance présentent des mouvements même pendant l'état 1_F . Une différenciation claire du comportement n'existe pas chez les fœtus en souffrance.

De même, pendant l'état d'activité 2_F les fœtus malades bougent moins. Notez qu'en pratique les états 1_F et 2_F sont identifiés en observant les mouvements des yeux, information que nous ne disposons pas. La détection des états 1_F et 2_F est reportée en annexe B.3. Parce que nous ne détenons pas l'information des mouvements des yeux, nous appelons ces états pseudo-comportementaux.

Parce que les états 3_F et 4_F sont assez rares [Rizzo *et al.*, 1987], les paramètres calculés pour ces états n'ont pas été considérés dans notre étude. L'étude de Rizzo [Rizzo *et al.*, 1987] ne présente pas non plus les résultats de ces états. Le tableau 7.2 montre les résultats des paramètres pour les états 1_F et 2_F obtenus avec notre algorithme et ceux de l'étude de [Rizzo *et al.*, 1987].

Nous pouvons observer que pendant le pseudo-état de sommeil calme 1_F , le temps de repos fœtal est de 66,20% pour les fœtus sains. L'étude de Rizzo a relevé un temps de repos pour les fœtus sains de 91,7% du temps de l'état 1_F . En comparaison, pour les fœtus en souffrance, que ce soit le groupe *Groupe_P2* ou le groupe *Groupe_P3*, nous avons trouvé un temps de repos plus petit. Ces résultats confirment que les résultats obtenus automatiquement corrént les observations de l'étude de Rizzo. Cependant, nous avons enregistré une différence importante entre la détection automatique et la détection manuelle effectuée de Rizzo.

Une possible explication peut être la population analysée. Alors que l'étude de

	<i>Groupe_N</i>		<i>Groupe_P2</i>		<i>Groupe_P3</i>	
	1_F	2_F	1_F	2_F	1_F	2_F
T_{repos} [%]	66,20%	7,29%	48,30%	8,98%	36,35%	11,57%
$T_{activite}$ [%]	33,80%	92,71%	51,69%	91,02%	63,65%	88,43%
Nr. Mouvements	3,14	18,79	4,90	21,40	1,72	16,81
Durée Moyenne [s]	4,06	3,83	1,98	3,70	3,07	3,52
Etude de Rizzo [Rizzo <i>et al.</i> , 1988]						
T_{repos} [%]	91,7	13,6	80,8	60,4	68,8	57,7
$T_{activite}$ [%]	8,3	86,4	19,2	39,6	31,2	42,3

TABLE 7.2 – *La statistique des paramètres des mouvements pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3 pour différents pseudo-états comportementaux. T_{repos} est le temps total de repos du fœtus, $T_{activite}$ est le temps d'activité fœtale, Nr. Mouvements est le nombre des mouvements, DureMoyenne est la durée moyenne des mouvements.*

Rizzo porte sur une population dont l'âge gestationnel des fœtus est entre la 36-38^e semaines, notre base de données contient seulement deux examens de fœtus en souffrance pour cet âge gestationnel. Une deuxième explication peut être tirée de l'étude de [ten Hof *et al.*, 2002] qui montre que le nombre des mouvements pendant les états (ensemble) 1_F et 2_F baisse avec l'âge gestationnel. Parce que dans notre étude le groupe des fœtus en souffrance contient plutôt des fœtus jusqu'à la 34^e semaine, le nombre plus élevé de mouvements pour cette population peut expliquer ces différences.

Une dernière explication de ces différences peut être l'information des mouvements oculaires qui n'est pas disponible dans notre cas, et qui s'avère très discriminante pour établir les périodes d'apparition des états comportementaux. Aussi, toute erreur dans le calcul du signal de l'accélération ou des mouvements peut influencer les résultats.

Toutefois, les valeurs de la durée moyenne et du nombre des mouvements présentées dans les tableaux 7.1 et 7.2 corrélient les valeurs normales proposées par l'étude de [ten Hof *et al.*, 2002].

Pour résumer, dans ce chapitre nous avons présenté les paramètres calculés dans le but de discriminer les fœtus sains des malades. Nous avons suivi les paramètres tirés des trois domaines de recherche : obstétrique, cardiologie et neurologie. Ils ont été déduits à partir du rythme cardiaque, des mouvements ou de l'ensemble. A travers ces résultats nous n'avons pas trouvé de paramètres qui puissent discriminer complètement les groupes des fœtus sains de ceux malades. Cependant, nous pouvons trouver quelques exemples dans notre base de données pour lesquels les paramètres calculés peuvent discriminer les fœtus.

Quatrième partie

Scores et Classification

Chapitre 8

Scores et classification

Dans cette partie nous parlons de 3 types de score électronique et nous illustrons nos résultats pour différents types de classification.

Dans ce travail de thèse, nous avons identifié trois possibilités pour attaquer le problème du score électronique. La première solution est de proposer un score électronique sur 6 points équivalent au score de Manning (le score e-Manning). La deuxième est de calculer un score électronique à partir de paramètres qui sont issus du rythme cardiaque et des mouvements. Enfin la troisième est de proposer un score basé sur les états comportementaux.

8.1 Classification avec le score e-Manning

Pour réaliser un score électronique qui est équivalent au score de Manning (le tableau 1.1), il faut valider d'une façon objective les critères du score. Par exemple, pour valider le premier critère il faut que l'appareil décide de « la réactivité du rythme cardiaque ». Cette réactivité suppose la présence de 2 accélérations en même temps pour une ligne de base comprises entre 110 et 160 battements par minute (bpm).

Le score électronique proposé, fondé sur le test de Manning, évalue :

1. Critère 1 : la réactivité du rythme cardiaque ;
2. Critère 2 : les mouvements fœtaux (3 mouvements globaux) ;
3. Critère 3 : les mouvements pseudo-respiratoires (présence ou absence).

8.1.1 Complexité de l'analyse automatique

Avant de présenter les résultats de la classification obtenue avec le score e-Manning, nous illustrons la complexité de l'analyse automatique. Nous présentons quatre cas différents :

Fœtus sain classifié sain

La figure 8.1 présente le rythme cardiaque (figure 8.1a), les mouvements globaux du corps fœtal (figure 8.1b) et les mouvements pseudo-respiratoires (figure 8.1c) d'un fœtus de notre base de données, classifié sain par les médecins.

L'appareil Actifœtus détecte trois accélérations au cours de l'enregistrement, validant le premier critère du test de Manning. Ce critère apporte 2 points au score e-Manning. De même, l'appareil valide le deuxième critère en détectant trois mouvements et donc le score e-Manning compte 2 points pour ce critère. Finalement, le critère sur les mouvements pseudo-respiratoires est validé et 2 points sont comptés. Au final le score e-Manning vaut 6 pour cet examen.

Nous pouvons remarquer que les accélérations apparaissent simultanément avec des périodes soutenues d'activité motrice fœtale ce qui montre une corrélation entre les mouvements et le rythme cardiaque. Toutefois, une augmentation du rythme cardiaque qui est visible autour de la 25^e minute n'est pas détectée. Parce que nous avons détecté 3 accélérations la validation du critère n'est pas affectée.

8.1. CLASSIFICATION AVEC LE SCORE E-MANNING

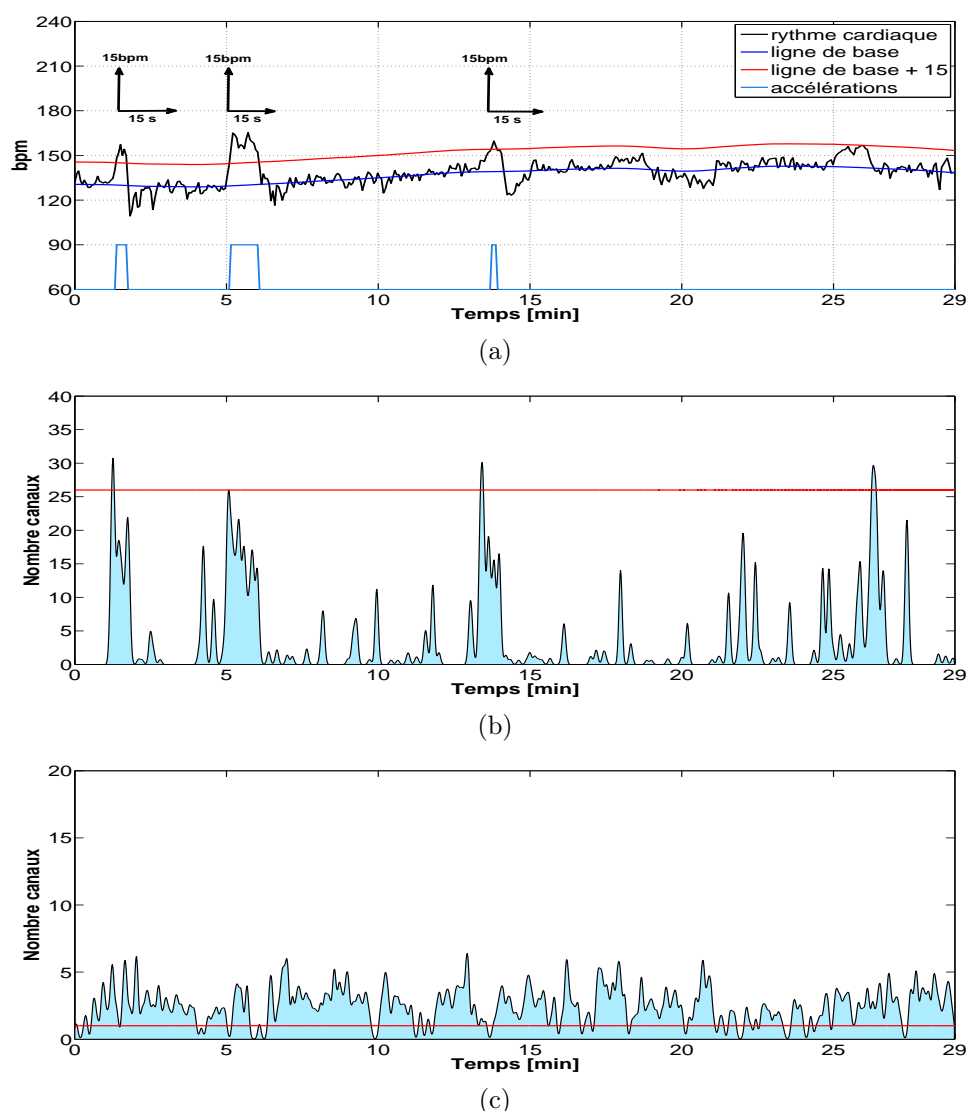


FIGURE 8.1 – Évaluation automatique du score e-Manning dans le cas d'un fœtus sain : (a) le rythme est réactif (2 points) ; (b) 3 mouvements sont détectés (2 points) ; (c) au moins un épisode de 30 secondes des mouvements pseudo-respiratoires est détecté (2 points).

Fœtus sain classifié douteux

La figure 8.2 présente le cas d'un fœtus classifié sain. Contrairement au cas précédent, dans ce cas seule une accélération a été détectée et donc le critère sur le rythme cardiaque n'est pas validé automatiquement. Nous pouvons observer quand même autour de la 28^e minute une augmentation du rythme cardiaque qui apparaît au moment d'une activité motrice. Cette corrélation pourrait être un signe de bien-

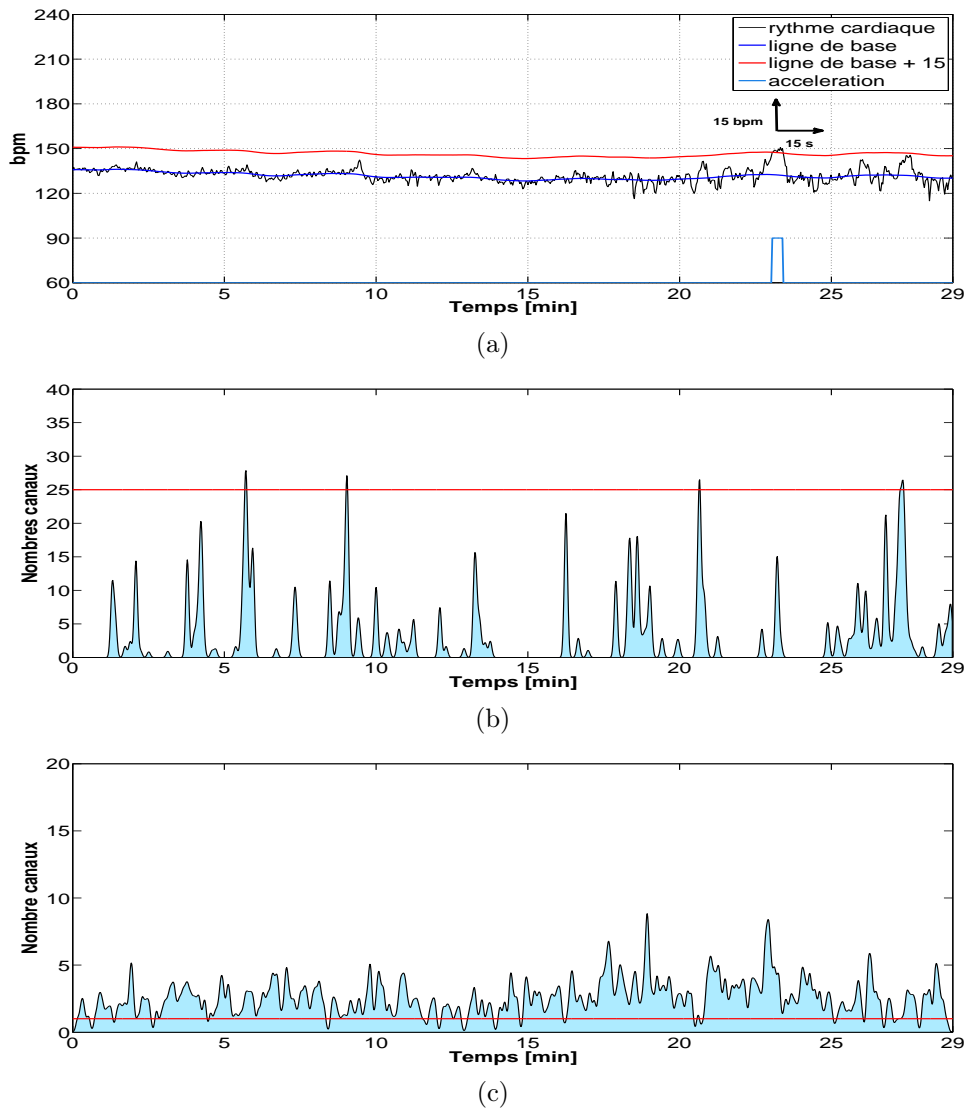


FIGURE 8.2 – Évaluation automatique du score *e-Manning* dans le cas d'un fœtus sain : (a) le rythme n'est pas réactif (0 points) ; (b) au moins trois mouvements sont détectés (2 points) ; (c) au moins un épisode de 30 secondes des mouvements pseudo-respiratoires est détecté (2 points).

être. Pour ce fœtus le score *e-Manning* vaut 4 et nous avons classifié cet examen comme étant douteux.

Fœtus en souffrance classifié douteux

Dans ce cas le rythme cardiaque (figure 8.3a) présente deux accélérations et apporte 2 points au score e-Manning. Le critère lié aux mouvements du corps fœtal (figure 8.3b) n'est pas validé et apporte 0 points, tandis que la détection des mouvements pseudo-respiratoires (figure 8.3c) apporte 2 points. Le score électronique classifie ce fœtus comme étant douteux.

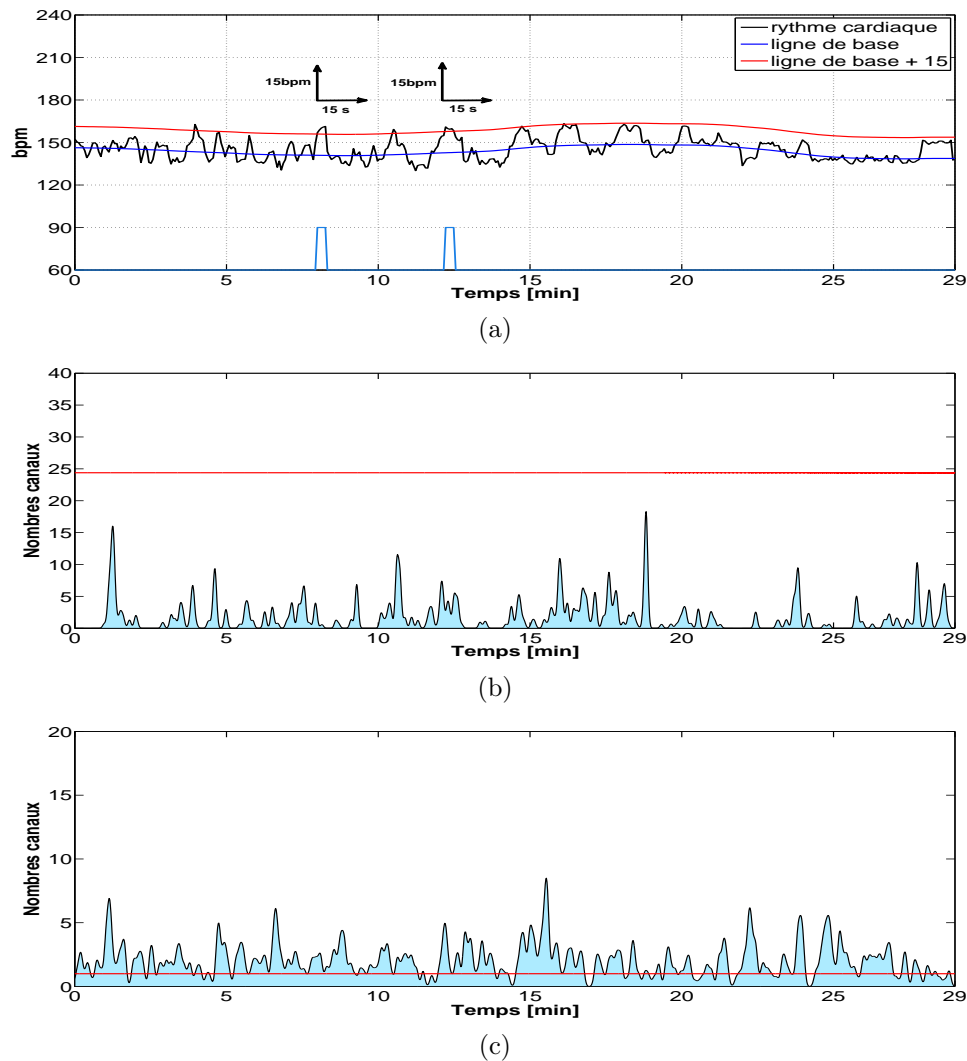


FIGURE 8.3 – Évaluation automatique du score e-Manning dans le cas d'un fœtus en souffrance : (a) le rythme est réactif (2 points) ; (b) pas de mouvements sont détectés (0 points) ; (c) au moins un épisode de 30 secondes des mouvements pseudo-respiratoires est détecté (2 points).

Fœtus en souffrance classifié en souffrance

Dans ce cas le rythme cardiaque (figure 8.3a) ne présente pas d'accélération et apporte 0 points au score e-Manning. Le critère lié aux mouvements du corps fœtal (figure 8.3b) n'est pas validé et apporte 0 points, tandis que la détection des mouvements pseudo-respiratoires (figure 8.3c) apporte 2 points. Le score électronique classe ce fœtus comme étant en danger.

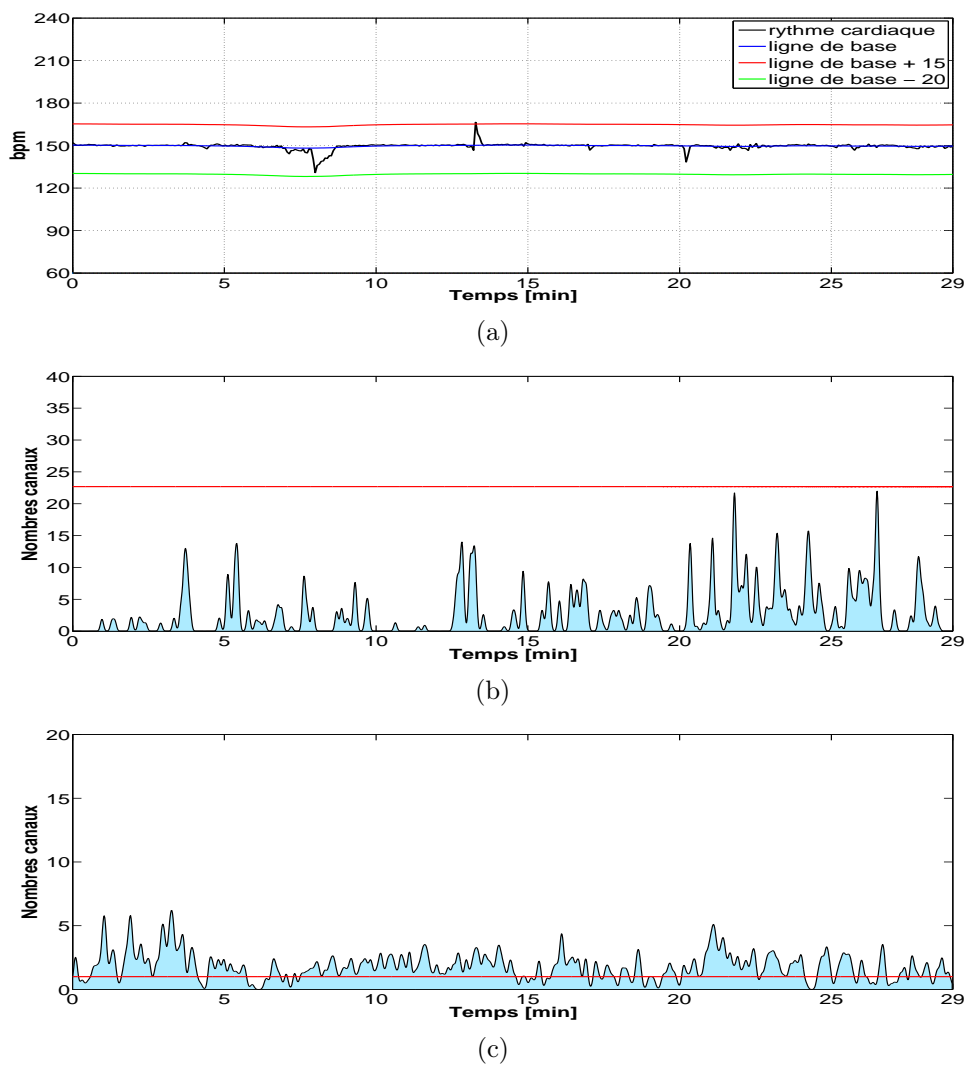


FIGURE 8.4 – Évaluation automatique du score e-Manning dans le cas d'un fœtus en souffrance : (a) le rythme n'est pas réactif (0 points) ; (b) pas de mouvements sont détectés (0 points) ; (c) au moins un épisode de 30 secondes des mouvements pseudo-respiratoires est détecté (2 points).

8.1. CLASSIFICATION AVEC LE SCORE E-MANNING

	Classification automatique	
	Vert	Violet
<i>Groupe_N</i>	73%	27%
<i>Groupe_P2</i>	82%	8%
<i>Groupe_P3</i>	54%	46%

TABLE 8.1 – *Classification automatique à partir du score e-Manning. Vert - les trois critères (1-2-3) sont remplis; Violet - un ou deux critères sont remplis.*

8.1.2 Résultats : e-Manning

Chaque critère validé fournira 2 points au score. Si tous les critères sont remplis, alors notre score permet de conclure que le fœtus se porte bien et un voyant vert sur notre dispositif pourra alors s'illuminer. Pour deux critères validés notre score est probablement moins catégorique et nous proposons un voyant orange. Lorsqu'un seul critère ou aucun critère est rempli nous supposons un état souffrant du fœtus et nous proposons d'illuminer un voyant rouge.

Ici, nous présentons les résultats de la classification obtenus avec le score e-Manning. Ce score est basé sur l'utilisation de trois critères : le rythme cardiaque réactif (critère 1), la présence de trois mouvements globaux (critère 2), et la présence ou l'absence d'un épisode de pseudo-respiratoire pour une période de minimum 30 s (critère 3).

Le rythme cardiaque a été estimé toutes les 250 ms en utilisant une taille d'analyse $W = 2048ms$ du signal Doppler. La valeur de l'époque a été réglée à 3,75 s. Pour les mouvements globaux nous avons utilisé un seuil de 16 pour le signal « somme » des signaux binaires, tandis que pour les mouvements pseudo-respiratoires le seuil a été réglé à 1. Notez que l'épisode des mouvements respiratoires de 30 s était présent dans tous les examens.

A partir de ces 3 critères, pour chaque groupe nous avons identifié deux catégories : une catégorie des examens qui valide les trois critères (Vert) et une deuxième catégorie qui valide un ou deux critères (Violet). Les résultats sont reportés dans le tableau 8.1. De même, nous avons identifié trois catégories (Vert - 3 critères, Orange - 2 critères, Rouge - 1 critère) où les résultats sont reportés dans le tableau 8.2.

Les tableaux 8.1, 8.2 montrent les résultats obtenus sur toute la base de données.

	Classification automatique		
	Vert	Orange	Rouge
<i>Groupe_N</i>	73%	8%	19%
<i>Groupe_P2</i>	82%	0%	8%
<i>Groupe_P3</i>	54%	23%	23%

TABLE 8.2 – *Classification automatique à partir du score e-Manning. Vert - les trois critères sont remplis (7-8-9); Orange - 2 critères sont remplis; Rouge - 1 critère est remplis.*

A partir des tableaux 8.1, 8.2 nous pouvons dire que le score e-Manning fonctionne assez bien pour classer les fœtus normaux *Groupe_N* (73% de bonnes classification et 20% de mauvaises classification). Il n'en est pas de même pour les fœtus intermédiaires *Groupe_P2* et les fœtus pathologiques *Groupe_P3*. Le classifieur e-Manning que nous proposons ne procure donc pas les performances attendues puisque la valeur de fausse détection pour les fœtus en souffrance (le groupe *Groupe_P2* et *Groupe_P3*) n'est pas admissible en clinique.

8.2 Classification par machines à vecteurs de support

Ce travail est issu d'une collaboration entre Sophie Ribes dirigée par Denis Kouamé à Toulouse et I. Voicu dirigé par Jean-Marc Girault à Tours.

Afin d'améliorer les performances de la classification précédemment obtenue, nous nous proposons d'étudier l'apport de la classification supervisée dite « à vecteurs de support ». Cette technique qui a été introduite dans le milieu des années 90 [Vapnik, 1995, Cortes et Vapnik, 1999] est aujourd'hui devenue une technique de référence. Cette technique nécessite une phase d'apprentissage supervisée au cours de laquelle un certain nombre de réglages sont effectués.

L'idée principale de cette approche est de déterminer un seuil (un hyper-plan) qui maximise la distance entre l'hyperplan séparateur et les plus proches « individus » des différentes classes appelés « vecteurs de support ». Dans notre exemple, deux classes sont proposées : les fœtus sains et les fœtus pathologiques. Lorsque les données ne sont plus linéairement séparables, les données sont projetées dans un

8.2. CLASSIFICATION PAR MACHINES À VECTEURS DE SUPPORT

espace de dimension supérieure où un séparateur linéaire est possible. Pour améliorer encore la classification, l'utilisation de « noyaux polynomiaux » peut compléter avantageusement la panoplie des post-traitements.

Pour réaliser la classification, nous proposons d'évaluer plusieurs scores basés sur l'utilisation d'un score basique, ce score basique (7 points au maximum) étant lui-même basé sur le calcul du rythme cardiaque (1,5 à 2 points si $100 \text{ bpm} < \text{RCF} < 160 \text{ bpm}$), de la variance du rythme cardiaque (0 à -0,5 si $17,5 < \text{variance RCF} < 22$ et à 1 point si $\text{variance RCF} < 17,5$), des mouvements des membres supérieurs (0 à 1 point) et inférieurs (0 à 1 point) et d'un offset garantissant un score strictement positif (2 points). Ce score basique correspond à la moyenne des scores basiques calculés toutes les minutes.

A partir de ce score basique nous proposons 4 nouveaux scores :

- - Score 1 calculé à partir du rythme cardiaque, des mouvements fœtaux et du score basique ;
- - Score 2 calculé à partir du rythme cardiaque, des mouvements fœtaux, du score basique et de la VCT ;
- - Score 3 calculé à partir du rythme cardiaque, des mouvements fœtaux et de la VCT ;
- - Score 4 calculé à partir des mouvements fœtaux, de la VCT, de la VLT, des décélérations et du score basique.

Nous avons décidé de classer les fœtus en 4 régions :

- - Une zone de normalité qui regroupe en grande majorité les patientes dont le fœtus est normal ;
- - Une zone de probable normalité qui regroupe en majorité les patientes dont le fœtus est normal ou à tendance à la normalité ;
- - Une zone de probable pathologie qui regroupe en majorité les patientes dont le fœtus présente une pathologie ou une tendance à la pathologie ;
- - Une zone de pathologie qui regroupe en grande majorité les patientes dont le fœtus présente une pathologie.

Les résultats de la classification SVM obtenus avec un polynôme d'ordre 5 et une contrainte $C=900000$ procure (voir le tableau 1) une très bonne spécificité puisqu'elle est en moyenne de 99,7% pour les 4 scores testés et une assez bonne sensibilité puisqu'elle est en moyenne 70,8%. Le classifieur identifie très bien les fœtus normaux alors qu'il lui est plus difficile d'identifier les fœtus pathologiques.

Résultats	Score 1	Score 2	Score 3	Score 4	Moyenne
Erreur totale (%)	10,2	5,1	13,2	1,0	7,4
Sensibilité (%)	58,3	79,2	50	95,8	70,8
Spécificité (%)	100	100	98,6	100	99,7

TABLE 8.3 – *Classification automatique en utilisant SVM et les différents scores.*

Le score 4 procure les meilleures performances puisqu'il affiche une sensibilité de 100% et une spécificité de 95,8% alors que le score 3 qui est similaire au score basique affiche des performances trop médiocres puisque la sensibilité est de 98,6% et une spécificité de 50%.

Les résultats du classifieur SVM basé sur le score 4 sont très encourageants puisqu'ils démontrent la possibilité de réaliser une très bonne classification. Ils démontrent aussi qu'il existe au sein des paramètres du score la présence d'informations suffisantes pour permettre une bonne classification. Ces informations toutefois ne nous sont pas encore accessibles puisqu'elles résultent de traitements non-linéaires. Leur accessibilité nous serait pourtant d'une grande aide afin d'identifier si possible les paramètres les plus discriminants en lien avec la pathologie.

Ces résultats doivent toutefois être nuancés puisqu'ils résultent d'un apprentissage. En effet, pour l'instant nous ne pensons pas que la base de données d'apprentissage soit suffisamment représentative de tous les cas susceptibles d'être rencontrés en routine clinique. Le travail à accomplir, relatif à la classification, reste encore important. D'autres paramètres comme ceux issus de la cardiologie doivent être intégrés dans la classification. Ils constituent à eux seuls une perspective à ce travail.

Enfin nous nous interrogeons encore sur la contribution de la corrélation effective entre les paramètres des scores testés. De prime abord l'association de paramètres indépendants est la règle en théorie de l'information puisque chacun apporte une information nouvelle. Ici nous avons montré qu'il était nécessaire de mélanger des paramètres dépendants pour augmenter la sensibilité de la méthode SVM ce qui va à l'encontre de la théorie d'information. Une analyse plus poussée de ces liens entre paramètres devraient sans doute nous éclairer.

8.3 Classification manuelle avec le score basé sur les états comportementaux

Dans le score basé sur le calcul des états comportementaux, plusieurs critères relatifs au rythme cardiaque et aux mouvements ont été utilisés. Les critères utilisés, en lien avec les états comportementaux (1_F et 2_F), sont :

- Critère 1 : ligne de base comprise entre 110 et 160 bpm pendant la phase de sommeil calme (1_F) ;
- Critère 2 : l'existence de deux accélérations pendant la phase de sommeil actif (2_F) ;
- Critère 3 : l'existence de 4 mouvements (2_F) ;
- Critère 4 : ligne de base comprise entre 110 et 160 bpm pendant la phase de sommeil actif (2_F) ;
- Critère 5 : l'existence des accélérations pendant la phase de sommeil calme *seulement* en présence des mouvements (1_F) ;
- Critère 6 : l'absence des accélérations pendant la phase de sommeil calme *seulement* en l'absence des mouvements (1_F) ;

Après lecture et analyse de tous les signaux et critères associés, nous avons reporté dans deux tableaux les résultats de notre classification manuelle. Cette classification a été réalisée en considérant 3 groupes et 2 catégories (Vert pour les fœtus normaux et Violet pour les fœtus en souffrance).

	Classification	
	Vert	Violet
<i>Groupe_N</i>	85%	15%
<i>Groupe_P2</i>	57%	43%
<i>Groupe_P3</i>	35%	65%

TABLE 8.4 – *Classification manuelle à partir du score réduit de Manning.*

Le résultat important de cette première étude est que notre classifieur manuel détecte bien les fœtus normaux et les fœtus en souffrance (voir le tableau 8.4). En effet notre classifieur affiche pour *Groupe_N* 85% de bonnes de détection de fœtus sains (15% de mal classés) et pour *Groupe_P3* 65% de fœtus pathologiques (35% de mal classés). En revanche notre classifieur semble avoir plus de mal pour le groupe

intermédiaire *Groupe_P2*.

Si maintenant nous souhaitons plutôt 3 catégories (vert pour les fœtus normaux, orange pour les fœtus avec doute et rouge pour les fœtus pathologiques), alors le tableau précédent devient :

	Classification		
	Vert	Orange	Rouge
<i>Groupe_N</i>	85%	15%	0%
<i>Groupe_P2</i>	57%	14%	29%
<i>Groupe_P3</i>	35%	12%	53%

TABLE 8.5 – *Classification manuelle à partir du score réduit de Manning.*

Ici le classifieur affiche (voir le tableau 8.5) pour *Groupe_N* 85% de bonnes de détection de fœtus sains (0% de mal classés et 15% intermédiaires) et pour *Groupe_P3* 53% de fœtus pathologiques (35% de mal classés et 12% intermédiaires). Il semble qu'un peu plus d'une douzaine de pourcent soit présent dans la nouvelle catégorie orange quel que soit le groupe considéré.

Finalement, le classifieur a beaucoup de difficultés avec le groupe intermédiaire ce qui semble logique. Ce point corrobore aussi le fait qu'un certain nombre de paramètres électroniques puissent discriminer parfaitement des fœtus sains et pathologiques.

Notez que la classification faite à partir du score basé sur les 6 critères issus de l'analyse conjointe du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux procure de meilleurs résultats que le score électronique e-Manning. Malheureusement, l'identification automatique des états comportementaux et le calcul du score électronique à partir de ces critères sont dépendants des valeurs des paramètres utilisés dans l'analyse des signaux Doppler. Par exemple le choix du seuil utilisé pour déterminer la présence ou l'absence des mouvements fœtaux globaux reste un problème délicat. L'absence de l'information sur les mouvements oculaires s'avère importante.

8.4 Conclusion

Finalement, c'est la classification supervisée par SVM qui permet la meilleure classification. Toutefois, de part la complexité de cette approche à haute dimension, nous avons coupé le fil d'Ariane qui nous relie directement aux paramètres plus ou moins physiologiques. Il nous faut donc persévérer et sans doute revenir à des techniques où l'information est encore accessible.

Conclusion et perspectives

Cette thèse, avait pour objectif d’apprécier l’état de bien-être du fœtus aux différents stades de la grossesse. Nous avons réalisé l’évaluation de l’état de bien-être en regroupant les informations du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux.

Les informations fournies par le rythme cardiaque et par les mouvements diffèrent dans le cas des fœtus sains en comparaison avec les fœtus en souffrance, notamment de ceux qui souffrent d’une hypoxie chronique.

En ce qui concerne le rythme cardiaque fœtal, nous avons implémenté les configurations existantes des appareils du commerce, et nous avons implémenté et testé d’autres configurations. La méthode la plus robuste que nous avons trouvée est la méthode qui utilise l’autocorrélation et le mélange des informations du rythme cardiaque fœtal obtenues sur les deux signaux Doppler directionnels.

Dans le cas des mouvements nous avons développé un algorithme qui permet d’identifier les mouvements spécifiques (détectés sur une des deux galettes dédiées aux membres), globaux (détectés sur les deux galettes dédiées aux membres) et de rotation (détectés sur les trois galettes). Aussi, nous avons développé l’algorithme qui détecte les mouvements pseudo-respiratoires. Cependant, ces algorithmes peuvent être encore améliorés.

L’analyse conjointe du rythme cardiaque fœtal et des mouvements nous a conduit vers la mise en place des algorithmes qui caractérisent les paramètres fœtaux des mouvements pendant les états pseudo-comportementaux.

A partir de paramètres calculés, nous avons estimé automatiquement trois critères du score de Manning, en réalisant le score électronique que nous avons appelé e-Manning. Afin d’améliorer les performances de la classification obtenue avec le score e-Manning, nous avons étudié l’apport de la classification « à vecteurs de support » et la méthode d’analyse en composantes principales.

Parmi les scores électroniques il s'avère que la méthode de classification par « vecteurs de support » est la plus efficace.

Dans une étape ultérieure les paramètres du rythme cardiaque seront analysés pendant chaque état pseudo-comportemental. D'ailleurs, l'analyse manuelle qui a pris en compte cet aspect offre une bonne classification. Nous envisageons que le nouveau score électronique soit une combinaison de deux scores évalués pendant les deux états : de repos et d'activité ce qui n'est pas le cas en ce moment. Ce score prendra en compte aussi les paramètres qui caractérisent la complexité de la série cardiaque.

En utilisant les nouveaux scores nous souhaitons réaliser la classification à partir de bases de données qui contiennent des enregistrements des paramètres fœtaux dans le cas d'une pathologie précise. Dans ce cas le but sera tout d'abord d'identifier la pertinence de chaque paramètre dans le cas de chaque pathologie. Actuellement, notre base de données contient des fœtus diagnostiqués avec retard de croissance intra-utérin, mais les causes qui l'ont induit sont différentes.

Une fois la pertinence de chaque paramètre identifiée, nous souhaitons réaliser la classification à partir de la base de données entière, réalisée pendant la durée du projet.

Bibliographie

- [Arabin et Riedewald, 1992] ARABIN, B. et RIEDEWALD, S. (1992). An Attempt to Quantify Characteristics of Behavioral States. *American Journal of Perinatology*, 9(2):115–119.
- [Berntson *et al.*, 1997] BERNTSON, G. G., THOMAS, B. J., ECKBERG, D. L., GROSSMAN, P., KAUFMANN, P. G., MALIK, M., NAGARAJA, H. N., PORGES, S. W., SAUL, J. P., STONE, P. H. et van der MOLEN, M. W. (1997). Heart Rate Variability : Origins, Methods, and Interpretive Caveats. *Psychophysiology*, 34(6):623–648.
- [Chesnokov, 2008] CHESNOKOV, Y. V. (2008). Complexity and Spectral Analysis of the Heart Rate Variability Dynamics for Distant Prediction of Paroxysmal Atrial Fibrillation with Artificial Intelligence Methods. *Artificial Intelligence in Medicine*, 43(2):151–165.
- [Clariá *et al.*, 2008] CLARIÁ, F., VALLVERDÚ, M., BARANOWSKI, R., CHOJNOWSKA, L. et CAMINAL, P. (2008). Heart Rate Variability Analysis Based on Time-frequency Representation and Entropies in Hypertrophic Cardiomyopathy Patients. *Physiological Measurement*, 29(3):401–416.
- [Cortes et Vapnik, 1999] CORTES, C. et VAPNIK, V. (1999). Support-vector Networks. *Machine Learning*, 20:273–297.
- [Costa *et al.*, 2002] COSTA, M., GOLDBERGER, A. L. et PENG, C. K. (2002). Multiscale Entropy to Distinguish Physiologic and Synthetic RR Time Series. *Computers in Cardiology*, 29:137–140.
- [Costa *et al.*, 2008] COSTA, M., PENG, C.-K. et GOLDBERGER, A. (2008). Multiscale Analysis of Heart Rate Dynamics : Entropy and Time Irreversibility Measures. *Cardiovascular Engineering*, 8:88–93. 10. 1007/s10558-007-9049-1.

- [Courtin *et al.*, 1977] COURTIN, E., RUCHAY, W., SALFELD, P. et SOMMER, H. (1977). A Versatile, Semiautomatic Fetal Monitor for Non-Technical Users. *Hewlett-Packard Journal*, 28(5):16–23.
- [David *et al.*, 2007] DAVID, M., HIRSCH, M., KARIN, J., TOLEDO, E. et AKSELROD, S. (2007). An Estimate of Fetal Autonomic State by Time-Frequency Analysis of Fetal Heart Rate Variability. *Journal of Applied Physiology : Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 102(3):1057–1064.
- [Dawes *et al.*, 1982] DAWES, G. S., HOUGHTON, C. R. S. et REDMAN, C. W. G. (1982). Baseline in Human Fetal Heart-rate Records. *BJOG : An International Journal of Obstetrics Gynaecology*, 89:270–275.
- [Dawes *et al.*, 1991] DAWES, G. S., MOULDEN, M. et REDMAN, W. G. (1991). System 8000 : Computerized antenatal FHR analysis. *Journal of Perinatal Medicine*, 19:47–51.
- [Dawes *et al.*, 1981] DAWES, G. S., VISSER, G. H. A., GOODMAN, J. D. S. et REDMAN, C. W. G. (1981). Numerical Analysis of the Human Fetal Heart Rate : The Quality of Ultrasound Records. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 141:43–52.
- [de Cheveigne et Kawahara, 2002] de CHEVEIGNE, A. et KAWAHARA, H. (2002). YIN, a Fundamental Frequency Estimator for Speech and Music. *J. of the Acoustical Society of America*, 111(4):1917–1930.
- [de Vries et Fong, 2006] de VRIES, J. et FONG, B. F. (2006). Normal fetal motility : an overview. *Ultrasound Obstetrics and Gynecology*, 27:701–711.
- [de Vries *et al.*, 1988] de VRIES, J., H., V. G. et PRECHTL, H. F. R. (1988). The emergence of fetal behavioural states. III. Individual differences and consistencies. *Early Human Development*, 16:85–103.
- [Delle Chiaie *et al.*, 2001] DELLE CHIAIE, L., BUCK, G., GRAB, D. et TERINDE, R. (2001). Prediction of Fetal Anemia with Doppler Measurement of the Middle Cerebral Artery Peak Systolic Velocity in Pregnancies Complicated by Maternal Blood Group Alloimmunization or Parvovirus B19 Infection. *Ultrasound in obstetrics & gynecology : the official journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 18(3):232–236.
- [Eckman *et al.*, 1987] ECKMAN, J.-P., KAMPHORST, S. O. et RUELLE, D. (1987). Recurrence Plots of Dynamical Systems. *Europhysics Letters*, 4(91):973–977.

- [Ferrario *et al.*, 2006] FERRARIO, M., SIGNORINI, M. G., MAGENES, G. et CERUTTI, S. (2006). Comparison of Entropy-Based Regularity Estimators : Application to the Fetal Heart Rate Signal for the Identification of Fetal Distress. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(1):119–125.
- [Florido *et al.*, 2008] FLORIDO, J., PADILLA, M. C., SOTO, V., CAMACHO, A., MOSCOSO, G. et NAVARRETE, L. (2008). Photogrammetry of fetal breathing movements during the third trimester of pregnancy : observations in normal and abnormal pregnancies. *Ultrasound Obstetrics and Gynecology*, 32:515–519.
- [Frank *et al.*, 2006] FRANK, B., POMPE, B., SCHNEIDER, U. et HOYER, D. (2006). Permutation Entropy Improves Fetal Behavioural State Classification Based on Heart Rate Analysis from Biomagnetic Recordings in Near Term Fetuses. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44(3):179–187.
- [Girault et Kouame, 2002] GIRAULT, J.-M. et KOUAME, D. (2002). Length and Frequency of Band-Limited Signals. *IEEE Signal Processing Letters*, 9(11):371–374.
- [Gotsch *et al.*, 2007] GOTSCH, F., ROMERO, R., KUSANOVIC, J. P., MAZAKI-TOVI, S., PINELES, B. L., EREZ, O., ESPINOZA, J. et HASSAN, S. S. (2007). The Fetal Inflammatory Response Syndrome. *Clinical obstetrics and gynecology*, 50(3):652–683.
- [Guzman *et al.*, 1996] GUZMAN, E. R., VINTZILEOS, A. M., MARTINS, M., BENITO, C., HOULIHAN, C. et HANLEY, M. (1996). The Efficacy of Individual Computer Heart Rate Indices in Detecting Acidemia at Birth in Growth-Restricted Fetuses. *Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 87:969–974.
- [Hernandez-Andrade *et al.*, 2007] HERNANDEZ-ANDRADE, E., FIGUEROA-DIESEL, H., KOTTMAN, C., ILLANES, S., ARRAZTOA, J., ACOSTA-ROJAS, R. et GRATACÓS, E. (2007). Gestational-Age-Adjusted Reference Values for the Modified Myocardial Performance Index for Evaluation of Fetal Left Cardiac Function. *Ultrasound in obstetrics & gynecology : the official journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 29(3):321–325.
- [Jensen, 1996] JENSEN, J. A. (1996). *Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound*. Cambridge University Press.
- [Jesewski *et al.*, 2003] JESEWSKI, J., HOROBA, K., GACEK, A., WROBEL, J., MATONIA, A. et KUPKA, T. (2003). Analysis of Nonstationarities in Fetal Heart Rate

- Signal : Inconsistency Measures of Baselines Using Accelerations/Decelerations Patterns. *In International Symposium on Signal Processing and Its Application*, pages 9–12, Paris, France.
- [Jezewski *et al.*, 2006] JEZEWSKI, J., WROBEL, J. et HOROBA, K. (2006). Comparison of Doppler Ultrasound and Direct Electrocardiography Acquisition Techniques for Quantification of Fetal Heart Rate Variability. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(5):855–864.
- [Kendall et Peebles, 2005] KENDALL, G. et PEEBLES, D. (2005). Acute Fetal Hypoxia : The Modulating Effect of Infection. *Early human development*, 81(1):27–34.
- [Kikuchi *et al.*, 2006] KIKUCHI, A., SHIMIZU, T., HAYASHI, A., HORIKOSHI, T., UNNO, N., KOZUMA, S. et TAKETANI, Y. (2006). Nonlinear Analyses of Heart Rate Variability in Normal and Growth-Restricted Fetuse. *Early Human Development*, 82:217–226.
- [Kret et Kaluzynski, 2006] KRET, T. et KALUZYNSKI, K. (2006). The Fetal Heart Rate Estimation Based on Continuous Ultrasonic Doppler Data. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 26(3):49–56.
- [Lake *et al.*, 2002] LAKE, D. E., RICHMAN, J. S., GRIFFIN, M. P. et MOORMAN, J. R. (2002). Sample Entropy Analysis of Neonatal Heart Rate Variability. *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 283(3):R789–R797.
- [Lange *et al.*, 2009] LANGE, S., van LEEUWEN, P., SCHNEIDER, U., FRANK, B., HOYER, D., GEUE, D. et GRÖNEMEYER, D. (2009). Heart Rate Features in Fetal Behavioural States. *Early Human Development*, 85:131–135.
- [Lawn *et al.*, 2005] LAWN, J. E., COUSENS, S., ZUPAN, J. et LANCET NEONATAL SURVIVAL STEERING TEAM (2005). 4 Million Neonatal Deaths : When ? Where ? Why ? *Lancet*, 365(9462):891–900.
- [Malik et Camm, 1990] MALIK, M. et CAMM, A. J. (1990). Heart Rate Variability. *Clinical cardiology*, 13(8):570–576.
- [Manning *et al.*, 1985] MANNING, F. A., MORRISON, I., LANGE, I. R., HARMAN, C. R. et CHAMBERLAIN, P. F. (1985). Fetal Assessment Based on Fetal Biophysical Profile Scoring : Experience in 12, 620 Referred High-Risk Pregnancies. I.

- Perinatal Mortality by Frequency and Etiology. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 151(3):343–350.
- [Manning *et al.*, 1980] MANNING, F. A., PLATT, L. D. et SIPOS, L. (1980). Antepartum Fetal Evaluation : Development of a Fetal Biophysical Profile. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 136(6):787–795.
- [Mantel *et al.*, 1990] MANTEL, R., VANGEIJN, H. P., CARON, F. J. M., SWARTJES, J. M., van WOERDEN, E. E. et JONGSMA, H. W. (1990). Computer Analysis of Antepartum Fetal Heart Rate : 1. Baseline Determination. *International Journal of Bio-Medical Computing*, 25:261–272.
- [Marwan, 2003] MARWAN, N. (2003). *Encounters with Neighbours : Current Developments of Concepts Based on Recurrence Plots and Their Applications*. Thèse de doctorat, University of Potsdam.
- [Marwan *et al.*, 2007] MARWAN, N., ROMANO, M. C., THIEL, M. et KURTHS, J. (2007). Recurrence Plots for Analysis of Complex Systems. *Physics Reports*, 438:237–329.
- [Marwan *et al.*, 2002] MARWAN, N., WESSEL, N., MEYERFELDT, U., SCHIRDEWAN, A. et KURTHS, J. (2002). Recurrence-plot Based Measures of Complexity and their Application to Heart-Rate-Variability Data. *Physical Review E*, 66:026702.
- [Maulik et Figueroa, 2005] MAULIK, D. et FIGUEROA, R. (2005). *Doppler Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*. Springer Berlin / Heidelberg.
- [Mercer, 2004] MERCER, B. M. (2004). Preterm Premature Rupture of the Membranes : Diagnosis and Management. *Clinics in perinatology*, 31(4):765–82, vi.
- [Myung, 2003] MYUNG, I. J. (2003). Tutorial on Maximum Likelihood Estimation. *Journal of Mathematical Psychology*, 47:90–100.
- [Nijhuis *et al.*, 1982] NIJHUIS, J. G., PRECHTL, H. F., MARTIN, C. B. et BOTS, R. S. (1982). Are There Behavioural States in the Human Fetus? *Early Human Development*, 6:177–195.
- [Ornoy *et al.*, 2001] ORNOY, A., RATZON, N., GREENBAUM, C., WOLF, A. et DULITZKY, M. (2001). School-age Children Born to Diabetic Mothers and to Mothers with Gestational Diabetes Exhibit a High Rate of Inattention and Fine and Gross Motor Impairment. *Journal of pediatric endocrinology & metabolism : JPEM*, 14 Suppl 1:681–689.

- [Ornoy *et al.*, 1999] ORNOY, A., WOLF, A., RATZON, N., GREENBAUM, C. et DULITZKY, M. (1999). Neurodevelopmental Outcome at Early School Age of Children Born to Mothers with Gestational Diabetes. *Archives of disease in childhood. Fetal and neonatal edition*, 81(1):F10–F14.
- [Pardey *et al.*, 2002] PARDEY, J., MOULDEN, M. et REDMAN, C. W. G. (2002). A Computer System for the Numerical Analysis of Nonstress Tests. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 186(5):1095–1103.
- [Pincus, 1995] PINCUS, S. (1995). Approximate Entropy (ApEn) as a Complexity Measure. *Chaos*, 5(1):110–117.
- [Pincus, 1991] PINCUS, S. M. (1991). Approximate Entropy (ApEn) as a Measure of System Complexity. In *Proceedings of the National Academy of Sciences*, volume 88, pages 2297–2301.
- [Pincus et Goldberger, 1994] PINCUS, S. M. et GOLDBERGER, A. L. (1994). Physiological Time-series Analysis : What Does Regularity Quantify ? *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 266(4):H1643–H1656.
- [Pinette *et al.*, 2005] PINETTE, M. G., BLACKSTONE, J., WAX, J. R. et CARTIN, A. (2005). Using Fetal Acoustic Stimulation to Shorten the Biophysical Profile. *Journal of clinical ultrasound : JCU*, 33(5):223–225.
- [Prechtl, 1984] PRECHTL, H. F. R. (1984). *Continuity of Neural Functions from Prenatal to Postnatal Life*. Numéro 94 de Clinics in Developmental Medicine. Cambridge University Press, Cambridge, UK.
- [Prechtl, 1990] PRECHTL, H. F. R. (1990). Qualitative Changes of Spontaneous Movements in Fetus and Preterm Infant Are a Marker of Neurological Disfunction. *Early Human Development*, 23(3):151–158.
- [Project, 2008] PROJECT, E.-P. (2008). European Perinatal Health Report. Rapport technique, EURO-PERISTAT, www.europeristat.com.
- [Richman et Moorman, 2000] RICHMAN, J. S. et MOORMAN, J. R. (2000). Physiological Time-series Analysis Using Approximate Entropy and Sample Entropy. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 278(6):H2039–H2049.
- [Rizzo *et al.*, 1988] RIZZO, G., ARDUINI, D., MANCUSO, S. et ROMANM, C. (1988). Computer-assisted Analysis of Fetal Behavioural States. *Prenatal Diagnosis*, 8: 479–484.

- [Rizzo *et al.*, 1987] RIZZO, G., ARDUINI, D., PENNESTRI, F., ROMANINI, C. et MANCUSO, S. (1987). Fetal Behavior in Growth Retardation : Its Relationship to Fetal Blood Flow. *Prenatal Diagnosis*, 7:229–238.
- [Roberts *et al.*, 2001] ROBERTS, D., KUMAR, B., TINCELLO, D. G. et WALKINSHAW, S. A. (2001). Computerised Antenatal Fetal Heart Rate Recordings Between 24 and 28 Weeks of Gestation. *BJOG : An International Journal of Obstetrics Gynaecology*, 108:858–862.
- [Roger et Nageotte, 2003] ROGER, K. Freeman, T. J. G. et NAGEOTTE, M. P. (2003). *Fetal Heart Rate Monitoring*. Lippincott Williams and Wilkins.
- [Romanini et Rizzo, 1995] ROMANINI, C. et RIZZO, G. (1995). Fetal Behaviour in Normal and Compromised Fetuses. An Overview. *Early Human Development*, 43:117–131.
- [Ross *et al.*, 1974] ROSS, M., SHAFFER, H., COHEN, A., FREUDBERG, R. et MANLEY, H. (1974). Average Magnitude Difference Function Pitch Extractor. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, 22(5):353–362.
- [Rouvre, 2006] ROUVRE, D. (2006). *Caractérisation de l'activité foetale : mise en oeuvre d'un dispositif d'enregistrement et analyse des signaux doppler multidimensionnels*. Thèse de doctorat, Université François Rabelais de Tours, Tours, France.
- [Ruffo *et al.*, 2010] RUFFO, M., CESARELLI, M., ROMANO, M., BIFULCO, P. et FRATINI, A. (2010). An Algorithm for FHR Estimation from Foetal Phonocardiographic Signals. *Biomedical Signal Processing and Control*, 5(2):131–141.
- [Sadovsky et Polishuk, 1977] SADOVSKY, E. et POLISHUK, W. Z. (1977). Fetal Movements in Utero : Nature, Assessment, Prognostic Value, Timing of Delivery. *Obstetrics and gynecology*, 50(1):49–55.
- [Saito *et al.*, 2005] SAITO, S., TANOBÉ, K., YAMADA, M. et NISHIHARA, F. (2005). Relationship between Arterial Oxygen Saturation and Heart Rate Variability at High Altitudes. *The American Journal of Emergency Medicine*, 23(1):8–12.
- [Sameni et Clifford, 2010] SAMENI, R. et CLIFFORD, G. D. (2010). A review of fetal ECG signal processing issues and promising directions. *Electrophy*, 3:4–20.
- [Shakespeare *et al.*, 2001] SHAKESPEARE, S., CROWE, J., HAYES-GILL, B., BHOGAL, K. et JAMES, D. (2001). The Information Content of Doppler Ultrasound

- Signals from the Fetal Heart. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 39:619–626. 10. 1007/BF02345432.
- [Signorini *et al.*, 2006] SIGNORINI, M. G., FERRARIO, M., MARCHETTI, M. et MARSEGLIA, A. (2006). Nonlinear Analysis of Heart Rate Variability Signal for the Characterization of Cardiac Heart Failure Patients. *In Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, volume 1, pages 3431–3434.
- [Snijders *et al.*, 1990] SNIJDERS, R. J. M., MCLAREN, R. et NICOLAIDES, K. H. (1990). Computer-assisted Analysis of Fetal Heart Rate at 20-41 Weeks’Gestation. *Fetal Diagnosis And Therapy*, 5:79–83.
- [SOGC, 2007] THE SOCIETY OF OBSTETRICIANS AND GYNAECOLOGISTS OF CANADA (2007). Surveillance du bien-etre foetal : Directive consensus d’antepartum et intrapartum. *Journal of Obstetrics and Gynaecology Canada*, 29(9):S1–S64.
- [Steven, 1993] STEVEN, M. K. (1993). *Fundamentals of Statistical Signal Processing : Estimation Theory*. Prentice-Hall, Inc., Upper Saddle River, New Jersey, USA.
- [Stinstra *et al.*, 2002] STINSTRA, J., GOLBACH, E., van LEEUWEN, P., LANGE, S., MENENDEZ, T., MOSHAGE, W., SCHLEUSSNER, E., KAEHLER, C., HORIGOME, H., SHIGEMITSU, S. et PETERS, M. J. (2002). Multicentre Study of Fetal Cardiac Time Intervals Using Magnetocardiography. *BJOG : An International Journal of Obstetrics Gynaecology*, 109(11):1235–1243.
- [Strachan *et al.*, 2001] STRACHAN, B. K., DALJIT, S. S., van WIJNGAARDEN, W. J., JAMES, D. K. et CHANG, A. M. Z. (2001). Computerised Analysis of Fetal Heart Rate and Relation to Acidaemia at Delivery. *BJOG : An International Journal of Obstetrics Gynaecology*, 108:848–852.
- [ten Hof *et al.*, 2002] ten HOF, J., NIJHUS, I., MULDER, E., NIJHUS, J., NARAYAN, H., TAYLOR, D. J., WESTERS, P. et VISSER, G. H. A. (2002). Longitudinal Study of Fetal Body Movements : Nomograms, Intrafetal Consistency, and Relationship with Episodes of Heart Rate Patterns A and B. *Pediatric Research*, 52:568–575.
- [TaskForce, 1996] EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY et NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROPHYSIOLOGY (1996). Heart Rate Variability : Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *European Heart Journal*, 17:354–381.

- [Timor Tritsch *et al.*, 1976] TIMOR TRITSCH, I., ZADOR, I., HERTZ, R. et ROSEN, M. (1976). Classification of human fetal movements. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 126(1):70–77.
- [Vapnik, 1995] VAPNIK, V. (1995). *The Nature of Statistical Learning Theory*. Springer Verlag, New-York, USA.
- [Vergnaud et Levailant, 2004] VERGNAUD, A. J. et LEVAILLANT, J. . M. (2004). Le rythme cardiaque foetal anténatal informatisé. *Gynécologie pratique*, 165:16–17.
- [Vintzileos *et al.*, 1991] VINTZILEOS, A. M., CAMPBELL, W. A., RODIS, J. F., MCLEAN, D. A., FLEMING, A. D. et SCORZA, W. E. (1991). The Relationship Between Fetal Biophysical Assessment, Umbilical Artery Velocimetry, and Fetal Acidosis. *Obstetrics and gynecology*, 77(4):622–626.
- [Vogler *et al.*, 2000] VOGLER, C., PETTERCHAK, J., SOTELO-AVILA, C. et THORPE, C. (2000). Placental Pathology for the Surgical Pathologist. *Advances in anatomic pathology*, 7(4):214–229.
- [Voicu *et al.*, 2011] VOICU, I., GIRAULT, J. M. et MÉNIGOT, S. (2011). L’estimation du rythme cardiaque foetal en utilisant YIN. In *Traitement et Analyse de l’Information : Méthodes et Applications*, volume 1, Hammameth, Tunisie.
- [Voicu *et al.*, 2010] VOICU, I., GIRAULT, J. M., ROUSSEL, C., DECOCK, A. et KOUAME, D. (2010). Robust Estimation of Fetal Heart Rate from US Doppler Signals. *Physics Procedia*, 3(1):691–699. International Congress on Ultrasonics, Santiago de Chile, January 2009.
- [Voicu *et al.*, 2009] VOICU, I., KOUAME, D., FOURNIER-MASSIGNAN, M. et GIRAULT, J.-M. (2009). Estimating Fetal Heart Rate from Multiple Ultrasound Signals. In *International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology*, volume 26 de *IFMBE Proceedings*, pages 185–190, Cluj-Napoca, Roumanie. Springer Berlin Heidelberg.
- [Wang *et al.*, 1994] WANG, Y., SHAO, Q., LIU, J. et WANG, W. (1994). Detecting Doppler Ultrasonic FHR with MDF. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 18:72–75.
- [Webber et Zbilut, 1994] WEBBER, C. et ZBILUT, J. (1994). Dynamical Assessment of Physiological Systems and States Using Recurrence Plot Strategies. *J Appl Physiol*, 76(2):965–973.

- [Yamakoshi *et al.*, 1996] YAMAKOSHI, Y., SHIMIZU, T. Shinozuka, N. et MASUDA, H. (1996). Automated Fetal Breathing Movement Detection from Internal Small Displacement Measurement. *Biomedizinische Technik*, 41:242–247.
- [Zbilut et Webber, 1992] ZBILUT, J. et WEBBER, C. (1992). Embeddings and Delays as Derived from Quantification of Recurrence Plots. *Phys Lett A*, 171(3–4):199–203.

Annexes

Annexe A

Paramètres classiques développés en obstétrique

A.1 La variabilité à court terme

La valeur prédictive de ce paramètre pour la détection de l'acidose et son interprétation sont présentées dans les tableaux A.1 et A.2.

Nous avons analysé le rythme cardiaque (fichier « ecgca127.edf ») qui fait partie de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database » accessible sur www.physionet.org. Le rythme est illustré dans la figure A.1a. La variabilité à court terme calculée à partir des intervalles $R - R$ dans ce cas est de 3,81 ms. Conformément avec les tableaux A.2 et A.3 le médecin interprète ce rythme comme

VCT [ms]	Probabilité d'acidose métabolique ou décès fœtal (exprimée en %)
> 4	0
de 3,5 à 4	8
de 3 à 3,5	29
de 2,5 à 3	33
< 2,5	72

TABLE A.1 – Valeur prédictive de l'acidose en fonction de la variabilité à courte terme du rythme cardiaque fœtal d'après [Vergnaud et Levailant, 2004].

ANNEXE A. PARAMÈTRES CLASSIQUES DÉVELOPPÉS EN OBSTÉTRIQUE

VCT [ms]	Interprétation
$> 5,5$	tracé normal du rythme
de 4,5 à 5	tracé douteux du rythme
< 4	tracé anormal du rythme
< 3	tracé préoccupant du rythme
$< 2,6$	tracé critique

TABLE A.2 – *Interprétation de la variabilité à courte terme du rythme cardiaque fœtal, d'après [Vergnaud et Levailant, 2004].*

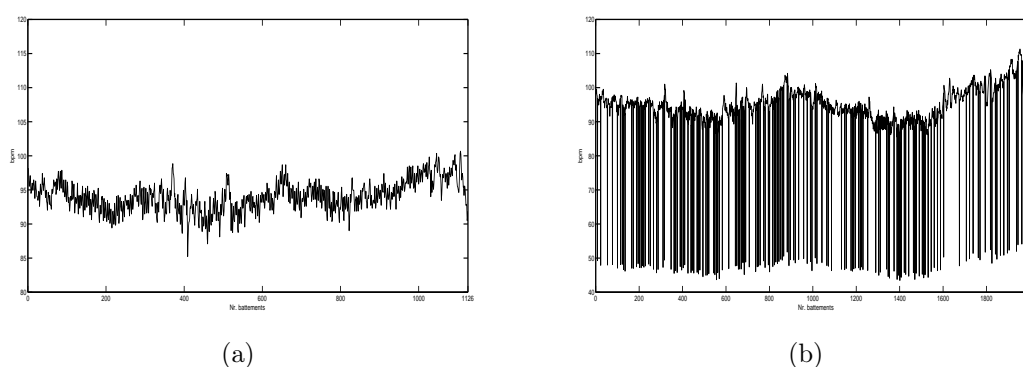


FIGURE A.1 – *a) Rythme cardiaque fœtal (fichier « ecga127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database » accessible sur www.physionet.org ; b) rythme cardiaque d'un fœtus qui présente une arythmie.*

étant anormal avec un risque d'acidose de 8%.

En utilisant la série ECG nous avons calculé la variabilité à court terme pour la valeur de l'époque de 3,75 s, et 2 s respectivement. Nous illustrons dans les tableaux A.3 et A.4 les résultats de la variabilité à court terme obtenus pour plusieurs valeurs des paramètres d'analyse D et W .

Nous pouvons remarquer que la variabilité à court terme augmente avec l'augmentation de D , et elle baisse avec l'augmentation de W . Dans cet exemple elle est plus petite ici pour la valeur de l'époque de 2 s, mais de notre expérience ce n'est pas une règle.

Dans le cas d'une époque de 3,75 s (tableau A.3), pour $(D, W)=(50,4000)$ l'appareil fournit une valeur de la variabilité à courte terme de 2.52 ms. Cette valeur est interprétée par le médecin comme un tracé préoccupant du rythme avec un risque

A.1. LA VARIABILITÉ À COURT TERME

D[ms]	VCT [ms] ; Le temps de l'époque est égal à 3,75 s								
	W [ms]								
	2000	2250	2500	2750	3000	3250	3500	3750	4000
50	2,90	2,87	2,82	2,79	2,77	2,72	2,67	2,60	2,52
150	2,90	2,86	2,83	2,78	2,75	2,72	2,67	2,60	2,53
250	2,90	2,86	2,82	2,78	2,75	2,72	2,67	2,61	2,54
750	3,01	2,90	2,81	2,82	2,76	2,67	2,68	2,62	2,54
1250	3,00	2,91	2,88	2,80	2,73	2,71	2,66	2,62	2,57
3750	4,44	4,16	3,96	3,83	3,51	3,27	3,28	3,13	3,00

TABLE A.3 – La valeur de la variabilité à court terme pour la valeur de 3,75 secondes, dans le cas du rythme cardiaque (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database », accessible à www.physionet.org.

D[ms]	VCT [ms] ; Le temps de l'époque est égal à 2 s								
	W [ms]								
	2000	2250	2500	2750	3000	3250	3500	3750	4000
50	2,68	2,54	2,40	2,27	2,17	2,07	2,00	1,93	1,86
100	2,68	2,55	2,40	2,28	2,17	2,07	2,00	1,93	1,86
200	2,69	2,56	2,41	2,29	2,19	2,08	2,00	1,94	1,86
400	2,72	2,59	2,43	2,31	2,20	2,09	2,01	1,94	1,87
500	2,71	2,60	2,43	2,32	2,20	2,09	2,01	1,94	1,85
1000	2,81	2,69	2,50	2,39	2,27	2,13	2,05	2,01	1,91
2000	3,30	3,09	2,79	2,62	2,43	2,27	2,22	2,19	2,13

TABLE A.4 – La valeur de la variabilité à court terme pour la valeur de 2 secondes, dans le cas du rythme cardiaque (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database », accessible à www.physionet.org.

d'acidose métabolique de presque 72%. Dans ce cas si le médecin ne veut pas prendre de risque, il décidera l'accouchement.

Par contre, si nous utilisons les paramètres $(D, W)=(3750, 3750)$, la valeur de la variabilité est de 3,13 ms. Le médecin sait que le tracé est anormal mais le risque d'acidose est de seulement 29%. Dans ce cas sa décision sera très probablement d'attendre l'évolution du fœtus. Il faut noter que pour $(D, W)=(3750, 2000)$, la variabilité à court terme peut atteindre des valeurs qui sont plutôt rassurantes pour le médecin, alors que ce n'est pas le cas.

ANNEXE A. PARAMÈTRES CLASSIQUES DÉVELOPPÉS EN OBSTÉTRIQUE

D[ms]	VCT [ms] ; Le temps de l'époque est égal à 3,75 s								
	W [ms]								
	2000	2250	2500	2750	3000	3250	3500	3750	4000
50	-	29,87	28,18	27,12	25,57	23,99	22,92	22,27	21,53
150	-	30,04	28,14	27,17	25,80	24,02	22,83	22,18	21,48
250	-	30,04	28,19	27,23	25,67	23,98	22,75	21,85	21,30
750	-	31,81	28,00	28,10	27,03	25,58	23,39	21,85	21,08
1250	39,46	34,71	29,91	30,23	30,29	28,64	26,25	24,83	22,59
3750	59,04	50,77	44,11	45,92	45,80	43,24	40,01	36,95	31,42

TABLE A.5 – La valeur de la variabilité à court terme pour la valeur de 3,75 secondes, dans le cas du rythme cardiaque d'un fœtus qui présente une arythmie ((-) signifie que la variabilité n'a pas été calculée).

Dans le cas d'une époque de 2 s, les valeurs de la variabilité à court terme sont plus petites que dans le cas de l'époque de 3,75 s. Nous observons que le simple changement de la valeur T_{ep} peut modifier l'interprétation des résultats. Cet aspect est moins important pour un système qui réalise seulement le monitoring du rythme cardiaque. Au contraire, dans le cas d'un système qui propose de classer les fœtus, l'influence du choix des paramètres d'analyse sur les valeurs des paramètres doit être maîtrisée. Notez que pour le tracé de la figure A.1a nous ne connaissons pas la pathologie du fœtus.

Par contre, dans la figure A.1b nous avons illustré un rythme cardiaque fœtal qui présente une arythmie. Le tableau A.4 montre les résultats obtenus pour une valeur de l'époque de 3,75 s. Dans ce cas, la valeur de la VCT est toujours supérieure à 5,5 ms, donc le tracé est normal avec une probabilité nulle d'acidose ou décès fœtal. Cet exemple montre qu'une valeur très grande peut signifier aussi la souffrance fœtale, et que les tableaux A.1 et A.2 n'ont aucun sens pour cette pathologie.

A.2 Variabilité à long terme

Nous avons calculé la variabilité à long terme aussi dans le cas du fœtus (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database » accessible sur www.physionet.org. Ce rythme a été illustré dans la figure A.1a. La valeur de la variabilité à long terme calculée sur la série ECG a

A.2. VARIABILITÉ À LONG TERME

D[ms]	VLT [bpm] ; Le temps de l'époque est égal à 3,75 s								
	W [ms]								
	2000	2250	2500	2750	3000	3250	3500	3750	4000
50	3,82	3,79	3,77	3,76	3,76	3,75	3,74	3,70	3,67
150	3,84	3,79	3,78	3,76	3,75	3,74	3,73	3,70	3,66
250	3,86	3,81	3,78	3,76	3,75	3,74	3,73	3,70	3,67
750	3,93	3,90	3,79	3,80	3,76	3,71	3,73	3,68	3,65
1250	4,03	3,95	3,91	3,90	3,75	3,76	3,72	3,70	3,67
3750	5,08	4,92	4,62	4,58	4,32	4,22	4,22	4,23	4,17

TABLE A.6 – La valeur de la variabilité à long terme pour la valeur de 3.75 secondes, dans le cas du rythme cardiaque (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database », accessible à www.physionet.org.

D[ms]	VLT [bpm] ; Le temps de l'époque est égal à 2 s								
	W [ms]								
	2000	2250	2500	2750	3000	3250	3500	3750	4000
50	4,82	4,75	4,61	4,48	4,38	4,28	4,23	4,15	4,10
100	4,82	4,75	4,62	4,49	4,38	4,28	4,22	4,15	4,10
200	4,82	4,74	4,63	4,50	4,41	4,30	4,22	4,15	4,10
400	4,82	4,74	4,66	4,51	4,44	4,32	4,23	4,17	4,07
500	4,82	4,72	4,67	4,53	4,42	4,33	4,22	4,18	4,06
1000	4,91	4,87	4,67	4,55	4,55	4,40	4,23	4,18	4,10
2000	5,47	5,38	4,91	4,75	4,63	4,60	4,49	4,43	4,42

TABLE A.7 – La valeur de la variabilité à long terme pour la valeur de 2 secondes, dans le cas du rythme cardiaque (fichier « ecgca127.edf ») extrait de la base de données « Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database », accessible à www.physionet.org.

été de 7,92 bpm. Les tableaux A.6 et A.7 montrent les résultats obtenus après le « traitement Doppler » dans le cas de la variabilité à long terme.

Notez que la variabilité à long terme varie aussi en fonction des paires (D, W) pour la même valeur de l'époque (T_{ep}) . Notez aussi que la variabilité à long terme augmente si nous baissions la valeur de T_{ep} de 3,75 s à 2 s. Ce point va à rebours de la variabilité à court terme, pour laquelle une baisse de la valeur de l'époque de 3,75 s à 2 s a impliqué une baisse de la variabilité à court terme.

Par exemple, pour la paire $(D, W) = (50, 2000)$ la variabilité à long terme augmente

de 3,82 bpm pour la valeur de l'époque de 3,75 s (tableau A.6), à 4,82 bpm pour une valeur de l'époque de 2 s (tableau A.7). Pour la même paire $(D,W)=(50,2000)$ la variabilité à courte terme baisse de 2,90 ms pour une époque de 3,75 s (tableau A.3), à 2,68 ms pour une valeur de l'époque de 2 s (tableau A.4).

En conclusion, le changement des paramètres d'analyse du signal Doppler peut influencer certains paramètres cardiaques dans un sens qui rassure plutôt, alors que pour d'autres paramètres l'influence peut être dans un sens qui inquiète. D'après les connaissances de l'auteur cet aspect n'est pas présenté clairement dans la littérature actuelle. Un score électronique basé sur ces paramètres ou une classification automatique doit tenir compte de cet aspect.

A.3 Rythme cardiaque fœtal de base

Le rythme cardiaque fœtal de base est le rythme cardiaque fœtal moyen en l'absence d'accélération et de décélérations. La valeur normale de ce paramètre est comprise entre 110 bpm et 160 bpm [SOGC, 2007].

Il y a deux algorithmes décrits dans la littérature qui calcule la ligne de base, celui de Dawes [Dawes *et al.*, 1981, Dawes *et al.*, 1982, Pardey *et al.*, 2002] et celui de Mantel [Mantel *et al.*, 1990]. Une analyse détaillée de l'influence de la ligne de base sur le nombre d'accélération et de décélérations a été publié par [Jesewski *et al.*, 2003].

Cependant, la ligne de base est difficile à établir dans les zones non-stationnaires du rythme. Une telle situation a été évoquée dans [Dawes *et al.*, 1982]. Le problème est illustré dans la figure A.2, où le rythme varie entre deux limites normales. Si on place la ligne de base à la valeur maximale du rythme (la ligne bleue dans les figures A.2a et A.2b), d'après les définitions nous comptons des décélérations. Si on place la ligne de base à la valeur minimale du rythme (la ligne rouge dans les figures A.2a et A.2b), nous comptons des accélérations.

Si nous calculons la ligne de base comme la moyenne du rythme cardiaque (la ligne en bleu clair dans les figures A.2a et A.2b), il est possible qu'aucune accélération ou décélération soit comptée si la variabilité à long terme n'est pas suffisamment grande. D'autre part, pour une variabilité à long terme plus grande il est possible de compter aussi bien des accélérations que des décélérations comme dans le cas de la figure A.2b.

A.3. RYTHME CARDIAQUE FŒTAL DE BASE

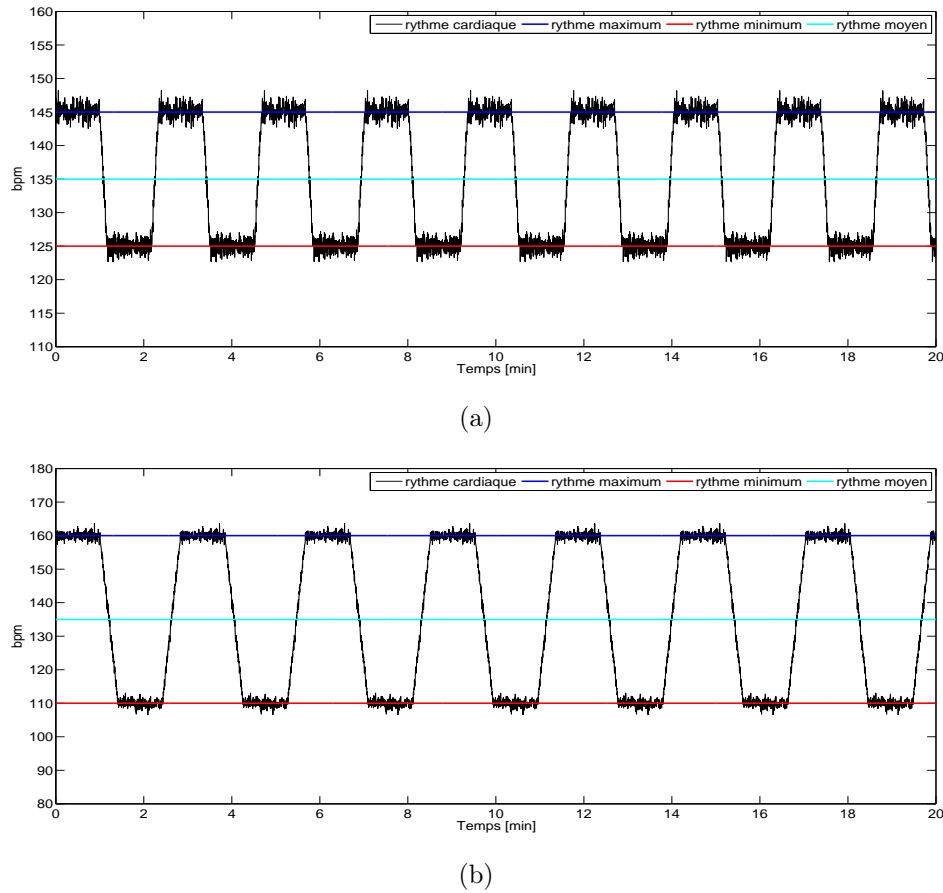


FIGURE A.2 – Le choix de la ligne de base influence l'interprétation du tracé du rythme cardiaque.

L'algorithme de [Dawes *et al.*, 1981], implémenté dans l'appareil Oxford SONICAID, permet l'implémentation en temps réel, tandis que l'algorithme de Mantel nécessite l'enregistrement entier du rythme cardiaque [Mantel *et al.*, 1990]. En fonction de l'algorithme, le nombre d'accélération ou de décélérations peut être différent. Nous avons implémenté les deux algorithmes. D'un point de vue de temps de calcul la détermination du rythme cardiaque de base est rapide, et pour éliminer les problèmes de l'algorithme de Dawes évoqués par [Pardey *et al.*, 2002], nous avons choisi l'algorithme de [Mantel *et al.*, 1990].

Nous avons trouvé que 5 examens du *Groupe_N* présentent une ligne de base en dehors des limites normales, comme illustré dans le tableau A.8. Dans tous les cas du *Groupe_N*, la ligne de base a été évaluée légèrement supérieure à 160 (entre

ANNEXE A. PARAMÈTRES CLASSIQUES DÉVELOPPÉS EN
OBSTÉTRIQUE

Nombre d'examens/semaine d'aménorrhée																				
	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	Total		
<i>Groupe_N</i>	0	6	7	15	4	10	6	11	5	6	3	10	1	3	2	1	0	90		
ExRet	0	6	5	13	4	9	6	10	2	5	1	6	1	3	2	1	0	74		
≥ 110 et ≤ 160	0	4	4	13	4	8	6	9	2	5	1	6	1	3	2	1	0	69		
< 110 or > 160	0	2	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5		
<i>Groupe_P2</i>	0	0	1	0	1	0	1	1	3	4	2	1	1	1	0	0	0	16		
ExRet	0	0	1	0	1	0	0	0	2	1	0	1	5	0	0	0	0	11		
≥ 110 et ≤ 160	0	0	1	0	1	0	0	0	1	1	0	0	5	0	0	0	0	9		
< 110 or > 160	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	2		
<i>Groupe_P3</i>	2	0	5	4	6	9	5	6	3	4	0	0	0	0	0	0	0	44		
ExRet	2	0	5	4	5	8	5	4	3	1	0	0	0	0	0	0	0	37		
≥ 110 et ≤ 160	2	0	5	3	3	6	5	1	3	1	0	0	0	0	0	0	0	29		
< 110 or > 160	0	0	0	1	2	2	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	8		

TABLE A.8 – Le nombre d'examens qui présentent une ligne de base dans l'intervalle normal en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée) pour les groupes *Groupe_N*, *Groupe_P2*, *Groupe_P3*; *ExRet* est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse; ≥ 110 et ≤ 160 correspond au nombre d'examens qui présentent une ligne de base comprise dans les limites normales; < 110 or > 160 correspond au nombre d'examens qui ont une ligne de base anormale.

160 et 168). Ces valeurs élevées de la ligne de base ont été obtenues pour des fœtus avec un âge gestationnel inférieur à la 31-ième semaine d'aménorrhée. Sachant que la ligne de base baisse avec l'âge gestationnel ces résultats peuvent être interprétés par le médecin comme étant normaux.

Pour le *Groupe_P2* nous avons trouvé deux examens pour lesquels la ligne de base est en dehors des limites normales. Parmi les deux, l'un présent une ligne de base élevée d'environ 178 bpm. Dans le cas du *Groupe_P3* un total de huit examens présentent une ligne de base anormale, deux étant autour de 90 bpm, alors que les six autres sont plus grands de 170 bpm.

A.4 Le nombre de périodes à haute et basse variabilité (PHV, PBV)

Ces paramètres sont calculés seulement par le système de référence Oxford SONICAID [Dawes *et al.*, 1991, Pardey *et al.*, 2002]. Guzman [Guzman *et al.*, 1996] a montré que ces paramètres sont en corrélation avec le niveau du pH dans l'artère ombilicale (le sang de l'organisme fœtal chargé en dioxyde de carbone se dirige vers le placenta à travers l'artère ombilicale).

Si pendant 5 minutes sur 6 minutes consécutives la variabilité à long terme est supérieure à 32 ms, alors nous considérons la détection d'une période de haute variabilité du rythme cardiaque. Par exemple, si pour 6 minutes consécutives nous avons les valeurs 35 ms, 45ms, 32 ms, 27 ms, 34 ms, 36 ms, alors nous comptons une période à haute variabilité, parce qu'il y a 5 valeurs plus grandes que 32 ms. Pour une valeur plus petite de 32 ms pour 5 minutes sur 6 minutes consécutives, on considère une période à basse variabilité.

Dans le tableau A.9 nous présentons les résultats trouvés à partir de notre base de données dans le cas des périodes à hautes variations. Les résultats sont illustrés en fonction de l'âge gestationnel. Nous avons trouvé que parmi les examens du groupe *Groupe_N* seulement 77,03% des examens possèdent une haute variation.

Pour le groupe *Groupe_P2* un pourcentage de 81,82% d'examen présente de périodes à haute variation. Finalement, dans le groupe *Groupe_P3* 67,57% des examens présentent au moins un épisode à haute variation. Ce paramètre ne peut pas discriminer les fœtus de notre base de données.

Dans le tableau A.10 nous présentons les résultats trouvés à partir de notre base de données dans le cas des périodes à basse variation. Nous avons cherché les examens qui ne présentent pas de telles périodes. L'absence de ces périodes indique une activité fœtale. Nous avons trouvé que 32 examens (soit 43,24%) du groupe *Groupe_N* ne possèdent pas des périodes à basse variation. Dans le cas du *Groupe_P3*, 40,54% n'en présentent pas. De façon similaire avec les autres paramètres, ce paramètre ne discrimine pas non plus les groupes.

ANNEXE A. PARAMÈTRES CLASSIQUES DÉVELOPPÉS EN
OBSTÉTRIQUE

Nombre d'examens/semaine d'aménorrhée																				
	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	Total		
<i>Groupe_N</i>	0	6	7	15	4	10	6	11	5	6	3	10	1	3	2	1	0	90		
ExRet	0	6	5	13	4	9	6	10	2	5	1	6	1	3	2	1	0	74		
≥ 1	0	5	4	12	3	6	5	7	1	4	1	1	1	1	2	1	0	57		
= 0	0	1	1	1	1	3	1	3	1	1	0	2	0	2	0	0	0	17		
<i>Groupe_P2</i>	0	0	1	0	1	0	1	1	3	4	2	1	1	1	0	0	0	16		
ExRet	0	0	1	0	1	0	0	0	2	1	0	1	5	0	0	0	0	11		
≥ 1	0	0	0	0	1	0	0	0	2	1	0	1	4	0	0	0	0	9		
= 0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	2		
<i>Groupe_P3</i>	2	0	5	4	6	9	5	6	3	4	0	0	0	0	0	0	0	44		
ExRet	2	0	5	4	5	8	5	4	3	1	0	0	0	0	0	0	0	37		
≥ 1	2	0	4	2	2	6	3	2	2	1	0	0	0	0	0	0	0	25		
= 0	0	0	0	2	3	2	2	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	12		

TABLE A.9 – Le nombre d'examens qui présentent des périodes à haute variation en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée) pour les groupes *Groupe_N*, *Groupe_P2*, *Groupe_P3*; *ExRet* est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse ; ≥ 1 , $= 0$ correspond aux nombres d'examens qui présentent au moins une période à haute variation et aucune période à haute variations, respectivement.

A.4. LE NOMBRE DE PÉRIODES À HAUTE ET BASSE VARIABILITÉ (PHV, PBV)

		Nombre d'examens/semaine d'aménorrhée																		
		24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	Total	
<i>Groupe_N</i>		0	6	7	15	4	10	6	11	5	6	3	10	1	3	2	1	0	90	
ExRet		0	6	5	13	4	9	6	10	2	5	1	6	1	3	2	1	0	74	
≥ 1		0	4	1	2	3	8	4	4	2	2	0	6	0	3	1	1	0	42	
$= 0$		0	2	4	10	1	1	2	6	0	3	1	0	1	0	1	0	0	32	
<i>Groupe_P2</i>		0	0	1	0	1	0	1	1	3	4	2	1	1	1	0	0	0	16	
ExRet		0	0	1	0	1	0	0	0	2	1	0	1	5	0	0	0	0	11	
≥ 1		0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	3	
$= 0$		0	0	1	0	0	0	0	0	2	0	0	0	5	0	0	0	0	8	
<i>Groupe_P3</i>		2	0	5	4	6	9	5	6	3	4	0	0	0	0	0	0	0	44	
ExRet		2	0	5	4	5	8	5	4	3	1	0	0	0	0	0	0	0	37	
≥ 1		0	0	2	3	3	8	1	4	0	1	0	0	0	0	0	0	0	22	
$= 0$		2	0	3	1	2	0	4	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	15	

TABLE A.10 – *Le nombre des examens qui présentent des périodes à basse variation en fonction de l'âge gestationnel (semaine d'aménorrhée) pour les groupes Groupe_N, Groupe_P2, Groupe_P3; ExRet est le nombre d'examens de 29 minutes retenus dans l'analyse; ≥ 1 , $= 0$ est le nombre d'examens qui présentent au moins une période à basse variation, ou aucune période à basse variation, respectivement.*

Annexe B

Paramètres développés en cardiologie

B.1 Paramètres fréquentiels

Les paramètres fréquentiels développés en cardiologie pour l'analyse du rythme cardiaque sont :

1. l'énergie de la bande très basse fréquence (VLF - very low frequency) ;
2. l'énergie de la bande basse fréquence (LF - low frequency) ;
3. l'énergie de la bande haute fréquence (HF - high frequency).

Un 4-ième paramètre calculé est le rapport LF/HF entre les énergies de bandes basses et hautes fréquences. Nous n'avons pas pris en compte la bande des très basses fréquences (UULF - ultra very low frequency), [TaskForce, 1996] parce que la signification de l'énergie de cette bande n'est pas encore claire. La bande VLF est comprises entre 0,003-0,04 Hz, la bande LF est comprise entre 0,04-0,15 Hz, tandis que la bande HF est comprise entre 0,15 et 0,4 Hz.

B.2 Les paramètres de complexité

Ces mesures quantifient la densité des points récurrents de la matrice des récurrences et mettent en évidence les changements de mode de fonctionnement d'un système dynamique [Marwan *et al.*, 2002, Marwan *et al.*, 2007]. Les paramètres que nous avons implémentés sont :

1. Pourcentage des récurrences (RR) : ce paramètre quantifie la probabilité de trouver un point récurrent dans la matrice de récurrence. Il est décrit par :

$$RR(r) = \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1}^N \mathbf{RP}_{i,j}. \quad (\text{B.1})$$

2. Pourcentage de déterminisme (DET) : ce paramètre correspond aux points de récurrence qui forment les lignes de longueur minimum égales à 2, parallèles à la diagonale de la matrice. Dans l'équation B.2 nous avons noté $P(l)$ la distribution des lignes de longueur l dans la matrice. Autrement dit, $P(l)$ est l'histogramme des longueurs. Ce paramètre mesure le déterminisme ou la prédictibilité du système.

$$DET(r) = \frac{\sum_{l=l_{min}}^N l \cdot P(l)}{\sum_{i,j=1}^N \mathbf{RP}_{i,j}}. \quad (\text{B.2})$$

3. La longueur diagonale moyenne (Lmoy) : elle caractérise le temps moyen pendant lequel deux segments consécutifs du signal sont quasiment identiques. Marwan [Marwan *et al.*, 2007] interprète ce paramètre comme le temps moyen pendant lequel on peut prédire le signal. La longueur diagonale moyenne est :

$$Lmoy(r) = \frac{\sum_{l=l_{min}}^N l \cdot P(l)}{\sum_{l=l_{min}}^N P(l)}, \quad (\text{B.3})$$

où nous avons noté avec $P(l)$ l'histogramme des longueurs, N la longueur maximale (la diagonale de la matrice), et l_{min} la plus petite valeur des lignes parallèles avec la diagonale. Dans l'équation B.3 la longueur l_{min} a été choisie égale avec 2.

4. La longueur maximale (L_{max}) : c'est la longueur la plus grande parmi toutes les longueurs parallèles à la diagonale. Ce paramètre donne la plus grande durée pour laquelle le système reste dans un état « identique ». D'après Eckman [Eckman *et al.*, 1987] ce paramètre est corrélé avec le plus grand exposant positif de Lyapunov. Dans la relation B.4, N_l représente le nombre total des

lignes parallèles à la diagonale :

$$L_{max} = \underbrace{\max}_{i=\overline{1, N_l}}(l_i). \quad (\text{B.4})$$

5. La divergence (*DIV*) : la divergence est égale à l'inverse de la longueur maximale. Si un signal est non-corrélé, alors les lignes parallèles à la diagonales seront de plus en plus courtes, et la divergence de plus en plus grandes :

$$DIV = \frac{1}{L_{max}}. \quad (\text{B.5})$$

6. Entropie (*ENTR*) : le paramètre calcule l'entropie de Shannon, en caractérisant la complexité de la matrice **RP**. La valeur $p(l)$ dans la formule B.6 est la probabilité qu'une ligne de valeur l apparaît dans la matrice **RP** :

$$ENTR = - \sum_{l=l_{min}}^N p(l) \cdot \ln p(l). \quad (\text{B.6})$$

B.3 Paramètres fusionnés mouvements & rythme

Nous décrivons dans la suite la procédure de calcul automatique des périodes qui caractérisent les états comportementaux. Notre calcul est à la base des tableaux 2.1 et 2.2. Pour illustrer le calcul nous avons choisi un examen (la figure 4.9a) de notre base de données.

Pour déterminer les périodes de l'enregistrement qui correspondent aux différents états comportementaux, il est nécessaire d'analyser simultanément le rythme cardiaque et les mouvements.

B.3.1 Traitement du rythme cardiaque

Le tableau 2.1 montre que les informations nécessaires pour identifier les zones *A*, *B*, *C* et *D* du rythme cardiaque qui correspondent aux pseudo-états 1_F , 2_F , 3_F et 4_F respectivement, sont la variabilité à long terme et les accélérations (liées forcément aux mouvements).

Tout d'abord nous calculons la variabilité à long terme qui se calcule à partir

de l'équation 6.2 en utilisant une fenêtre glissante de 3 minutes ($N_{ep}=48$) (voir la figure 4.9b). Nous avons balayé tout le corpus et nous avons calculé l'évolution au cours du temps du maximum et du minimum du rythme cardiaque à l'intérieure de la fenêtre (illustrées en continu et en pointillé dans la figure B.1c). La différence entre le maximum et le minimum représente la variabilité à long terme, et elle est illustrée dans la figure B.1c et B.2a.

La variabilité à long terme est comparée à un seuil fixé à 10 bpm comme indiqué dans le tableau 2.1. Pour déterminer la variabilité à long terme du pseudo-l'état 4_F nous avons fixé un seuil de 20 bpm. Nous avons noté les signaux binaires obtenus après le seuillage et qui indiquent les caractéristiques de la variabilité à long terme des quatre pseudo-états avec VLT_A , VLT_B , VLT_C et VLT_D .

Le signal d'accélération illustré dans la figure B.1a subi une convolution avec un signal rectangulaire de largeur 3 minutes [Rizzo *et al.*, 1988]. Le traitement est illustré dans la figure B.3. Nous notons ce signal avec ACC .

Au final, les signaux VLT_A , VLT_B , VLT_C , VLT_D et ACC sont combinés avec le signal issu du traitement des mouvements.

B.3.2 Traitement des mouvements

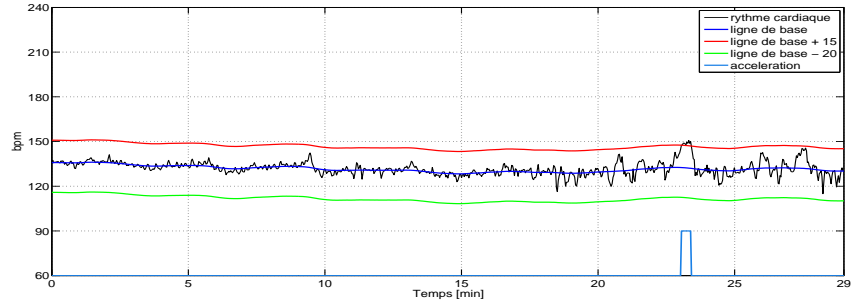
Tout d'abord le signal qui identifie les mouvements de rotation est identifié. Ce signal subit la convolution avec le signal rectangulaire de largeur 3 minutes [Rizzo *et al.*, 1988]. Pour cet examen ces signaux sont illustrés dans la figure B.4. Nous notons le signal après la convolution avec $Mvts$.

B.3.3 Traitement conjoint du rythme et des mouvements

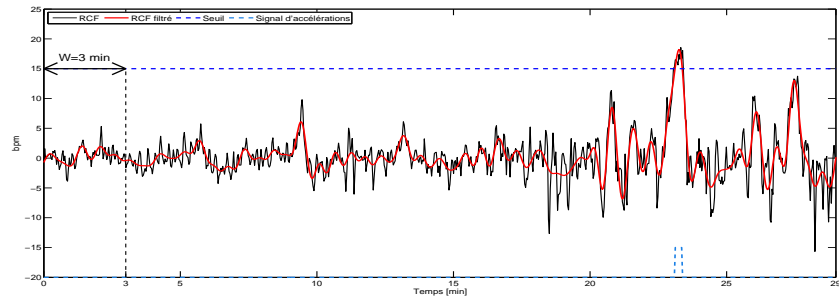
En utilisant les signaux VLT_A , VLT_B , VLT_C , VLT_D , ACC et $Mvts$ nous avons calculé les signaux qui indiquent les états pseudo-comportementaux. Nous expliquons la démarche pour le signal qui indiquera le pseudo-l'état 1_F . Nous notons ce signal avec S_{1_F} . Parce que l'information de mouvement des yeux n'est pas disponible, nous ignorons ce signal. Donc, le signal S_{1_F} est donné par l'équation B.7 :

$$S_{1_F} = RCF_A \& Mvts, \quad (B.7)$$

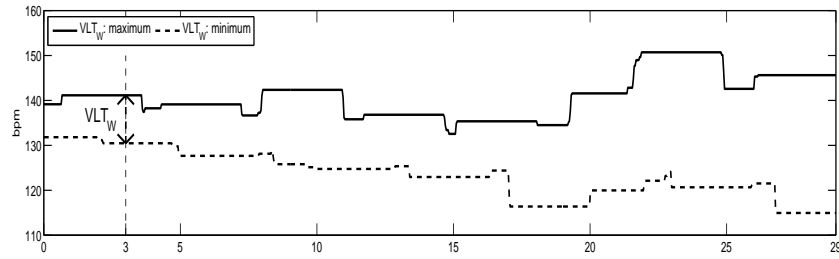
B.3. PARAMÈTRES FUSIONNÉS MOUVEMENTS & RYTHME



(a)



(b)



(c)

FIGURE B.1 – Le calcul de la variabilité à long terme pour un tracé du rythme cardiaque.

ANNEXE B. PARAMÈTRES DÉVELOPPÉS EN CARDIOLOGIE

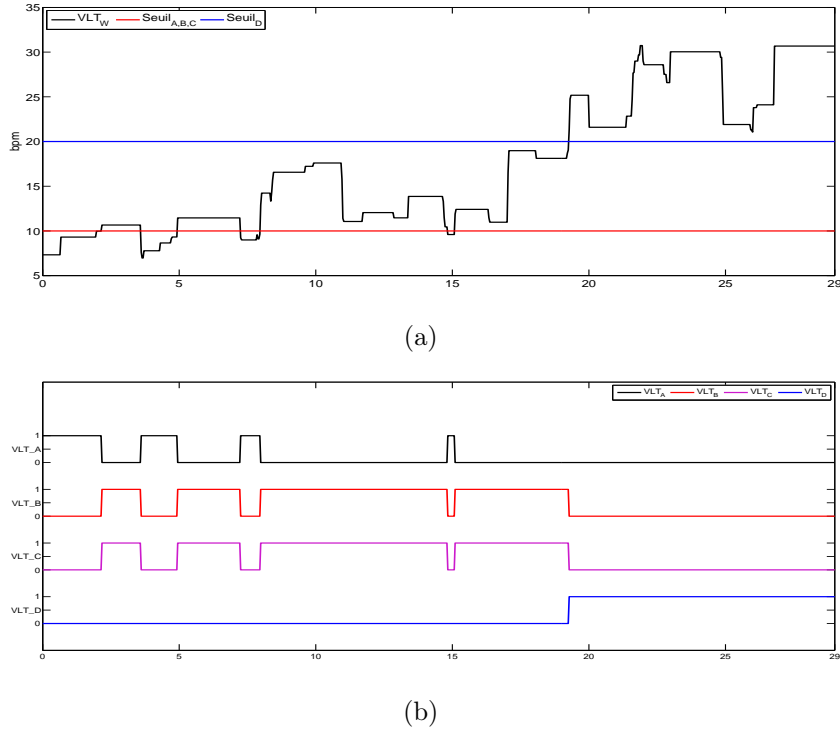


FIGURE B.2 – Détermination des signaux binaires A , B , C et D nécessaires pour identifier les périodes qui caractérisent les états comportementaux.

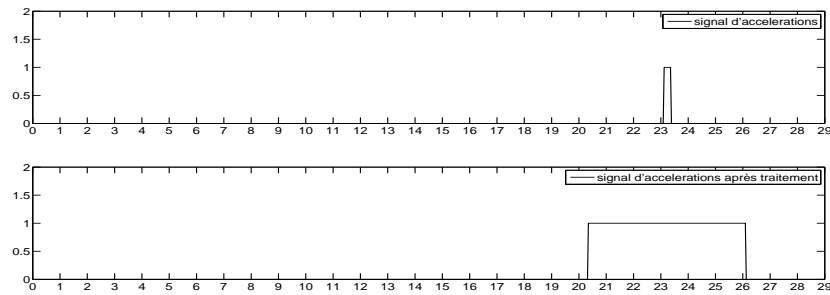


FIGURE B.3 – Détermination du signal binaire d'accélération ACC pour identifier les périodes qui caractérisent les états comportementaux.

où nous avons noté avec RCF_A le signal binaire :

B.3. PARAMÈTRES FUSIONNÉS MOUVEMENTS & RYTHME

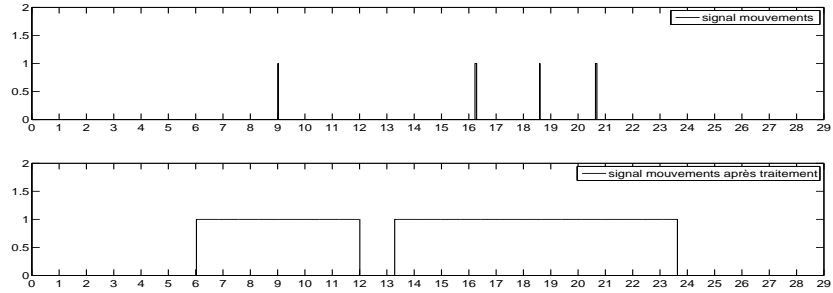


FIGURE B.4 – *Détermination du signal des mouvements binaire $Mvts$ nécessaire pour identifier les périodes qui caractérisent les états comportementaux.*

$$RCF_A = (VLT \leq 10bpm) \& ((ACC \& Mvts) \& ((\sim ACC) \& (\sim Mvts))) \quad (B.8)$$

L'équation B.8 traduit la phrase du tableau 2.1 : « les accélérations sont strictement liées aux mouvements ». Nous avons traduit cette phrase par : soient des accélérations et des mouvements présents en même temps ($ACC \& Mvts$) soient absents en même temps ($(\sim ACC) \& (\sim Mvts)$).

La combinaison de la formule B.7 et de la formule B.8 permet d'obtenir le signal binaire qui correspond au pseudo-l'état comportemental 1_F . Au final nous avons obtenus 4 signaux binaires qui identifient dans le temps les pseudo-états 1_F , 2_F , 3_F et 4_F .

Accuracy Improvement of Doppler Fetal Heart Rate Estimation: Configurations and Parameter Settings

Iulian Voicu^{a,b}, Jean-Marc Girault^{a,b,*}, Sébastien Ménigot^{a,b}, Denis Kouamé^c

^a*Université François Rabelais de Tours, UMR - S930 and CNRS ERL 3106, Tours, France*

^b*Inserm, U930, Tours, France*

^c*IRIT UMR 5505, Université Paul Sabatier Toulouse 3, Toulouse, France*

Abstract

Characterizing fetal wellbeing requires the computation of a score based on fetal parameters. To correctly analyzing the parameters derived from the fetal heart rate, an accuracy of 0.25 beats per minutes is expected for the fetal heart rate estimation. We investigated whether the different Doppler techniques ensure this accuracy, simultaneously with a lowest false alarm probability and a highest detection probability. We found that the accuracy was ensured if the directional Doppler signals and autocorrelation were used. We then improved the detection probability up to 14%, keeping in the same time the accuracy, by proposing a new estimator based on the fusion of heart rates computed on directional Doppler signals.

Keywords: fetal heart rate, accuracy, estimation, autocorrelation,

*Corresponding Author: Jean-Marc Girault, 10 bd Tonnellé, B.P. 3223, 37032 Tours, Cedex 1, France; Email, jean-marc.girault@univ-tours.fr; Phone, +33 (0)2 47 36 60 55

Email addresses: iulian.voicu@etu.univ-tours.fr (Iulian Voicu), jean-marc.girault@univ-tours.fr (Jean-Marc Girault), sebastien.menigot@etu.univ-tours.fr (Sébastien Ménigot), denis.kouame@irit.fr (Denis Kouamé)

cross-correlation, Doppler ultrasound signal

1. Introduction

Continuous monitoring of fetal parameters has shown its advantages in estimating fetal wellbeing [1]. According to the report of Society for Maternal-Fetal Medicine's [2], continuous fetal heart rate monitoring has reduced infant mortality. The development or the improvement of noninvasive methods dedicated to continuous fetal monitoring are therefore of major interest.

An important parameter in assessing fetal wellbeing is the variability in fetal heart rate, which is the variation between intervals of two consecutive heart beats. The variability it is an indicator of central nervous system development [3, 4, 5]. It characterizes fetal behaviour states [6, 7, 8], which are an indicator of further neurological evolution [9]. Its analysis provides a good indication of fetal distress [10], and identifies fetuses with intrauterine growth retardation [11]. According to Dawes criteria [12] a variability of 4 ms is a predictor of the lack of acidosis, while a value of 2.6 ms is critical for the fetus. In the normal range of fetal heart rate (110-160 bpm) the 4 ms correspond to an accuracy estimation of the fetal heart rate of 0.81 bpm, while 2.6 ms correspond to 0.52 bpm (Appendix A). Others authors [13] suggest that to analyze fetal heart rate variability correctly, it is necessary to estimate the heart rate to an accuracy of 0.25 bpm. A good estimate of fetal heart rate, and hence of heart rate variability, is therefore essential.

Several methods are available to assess fetal heart rate. These methods differ either at the level of the Doppler signal (directional or non-directional), or at the level of the algorithm that estimates the heart rate. For example, existing devices on the market like Sonicaid Oxford (Oxford Sonicaid Instruments, Abington, UK) [14], Hewlett-Packard 8030A (Hewlett-Packard,

Palo Alto, CA, USA) [15], Philips Avalon F40 (Philips, Amsterdam, Netherlands) use the envelope of the non-directional Doppler signal. Other authors [16, 17] have used the envelope of the directional Doppler signal. Two algorithms are commonly used to estimate the heart rate: those based on cross-correlation (Oxford Sonicaid) and those based on autocorrelation (Hewlett-Packard 8030A, Philips Avalon F40). These algorithms have been applied either directly on the Doppler signal envelope (directional or non-directional), or on the signals resulted after discrete wavelet decomposition of the envelope. In the latter case, the final estimated heart rate involves a fusion of different estimates [16].

In this study, we first verified whether the currently pulsed Doppler techniques used in commercial devices ensure such accuracy, and we propose here some recommendations regarding parameter settings. We also compare the techniques used in commercial devices with other pulsed Doppler techniques that use directional Doppler signal. We evaluated the achievements of all these techniques empirically (bias of the estimated heart rate, detection probability, false alarm probability).

The originality of this work lies in the recommendations on the parameter settings of the system, and the specification of the individual limitations of each technique. Finally, to improve detection probability, a new method based on the fusion of heart rates obtained from directional signals is proposed.

The paper is organized as follows. First in section Materials and Methods we describe our Doppler system, the patients, the real and simulated signals, and the heart rate estimators that were studied. The results obtained are

presented and discussed in sections Results and Discussions, respectively. Finally, our conclusions are set out in section Conclusions.

2. Materials and Methods

In this section we describe the Doppler system we developed, the patients, and the synthetic signals used for the comparison of each estimator. The synthetic signals are inferred from real signals. Finally, we present the various existing techniques for fetal heart rate estimation and we present a new technique based on a fusion procedure.

2.1. The Doppler system

In order to evaluate fetal wellbeing objectively and to classify the fetus, we co-developed the pulsed, multi-transducer, multi-channel Doppler Actifoetus unit with Althais Technologies (Tours, France).

Our system (Fig. 1), comprised a personal computer (PC) and our Actifoetus unit. The Actifoetus unit contained three groups of four transducers and a Doppler acquisition board. The detailed operating functions of the acquisition board were presented in [18].

The transducers exploring the fetal heart were non-focused and mono-element. They were circular in shape, with a diameter of 13.5 mm and an acoustic power of 1 mW/cm². Geometrically, the transducers were located at the center of gravity and at the tops of an equilateral triangle of sides measuring 40.7 mm.

The transducers were placed on the mother's abdomen. They transmitted a sinusoidal pulse at 2.25 MHz with a pulse repetition frequency (PRF) of 1 kHz. The wave was propagated through the mother's abdomen towards the

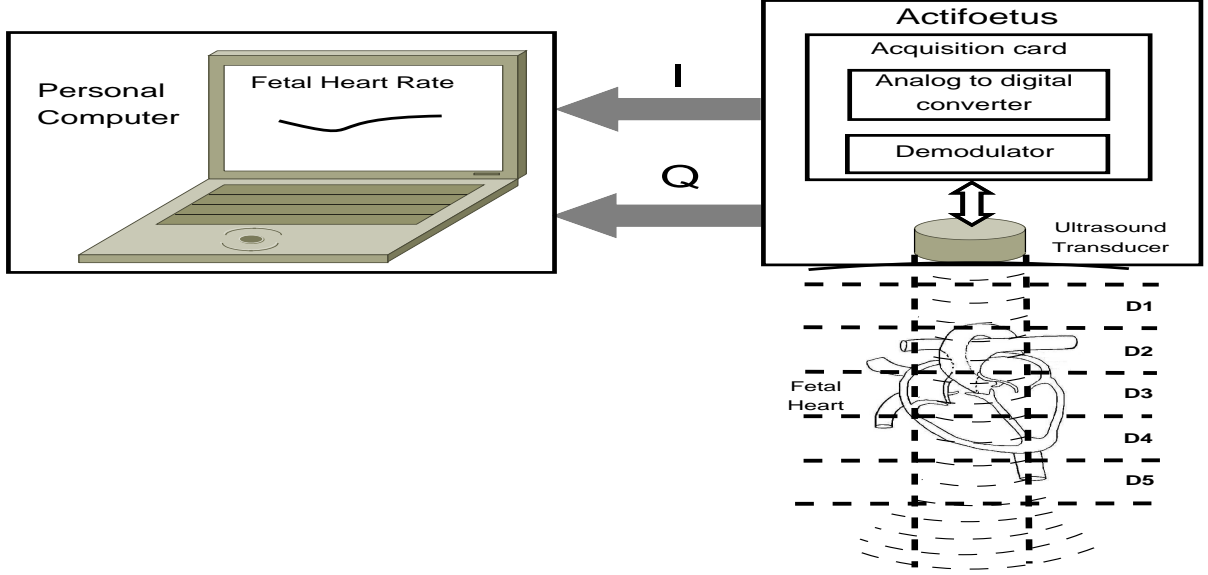


Figure 1: The Doppler system consisting of a personal computer and our Actifoetus unit.

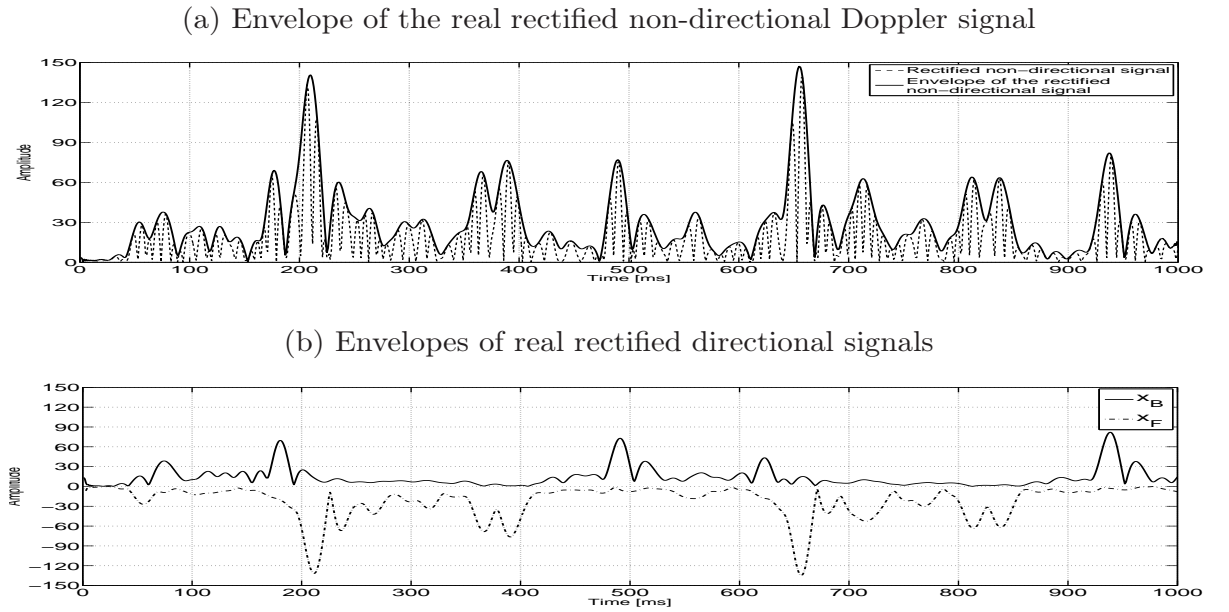
fetal heart. The backscattered signal was recorded from five different depths, annotated $D_1 \dots D_5$. Note, only one channel was considered in the present study.

The ultrasound signal received was converted into an electrical signal and amplified to compensate for the attenuation of 1 dB/cm/MHz. The signal was then demodulated in phase (I) and quadrature (Q) [19]. After demodulation, the signals were digitized. The digital outputs of the converters represented the digital Doppler signal.

2.2. Patients

The Doppler signals were acquired at CHRU "Bretonneau" Tours, France. The consent of each patient was obtained and the study was approved by the ethics committee of the Clinical Investigation Centre for Innovative Tech-

Figure 2: A real Doppler signal ($PRF = 1$ kHz) of 1000 ms, recorded with the second transducer at the fourth-channel: a) Rectified Doppler signal (dashed line) and its envelope (solid line); b) The envelopes of rectified directional signals corresponding to ultrasound scatters getting close to transducer (solid line), and moving away from transducer (dash-dot line), respectively.



nology of Tours (CIC-IT 806 CHRU of Tours). Patients were older than eighteen years and pregnancy was singular. The recordings were made during the twenty-fifth and fortieth gestational weeks. All fetus had a normal evolution during pregnancy.

2.3. Simulation

Because it was difficult to quantify the achievements of the estimation techniques directly on the real signals, and because there was no suitable model, we generated synthetic signals. To make these signals as realistic

as possible, we proceeded in two stages: an analyzing stage deducing the characteristics of the real Doppler signal envelope, and a synthesis phase providing the realistic simulated signals. Figure 2a-2b shows 1000 ms of the envelope of a real rectified non-directional Doppler signal, and the two envelopes of corresponding rectified directional signals obtained from the I and Q signals [19, 20]. The synthetic envelope signal was calculated as follows:

$$x_e(t) = x_B(t) + x_F(t), \quad (1)$$

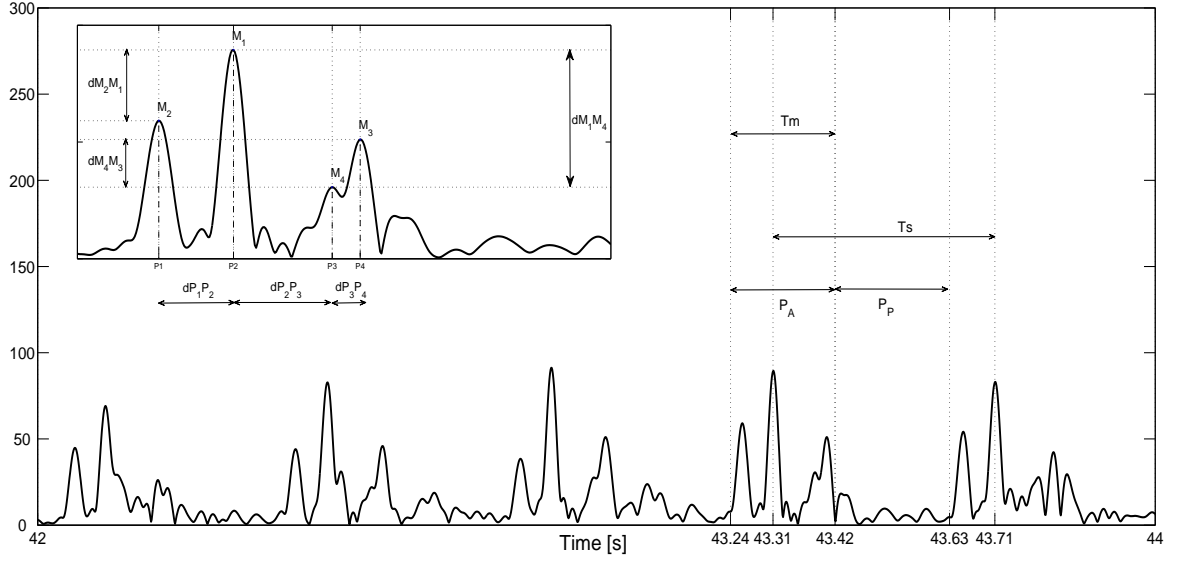
where $x_B(t)$ and $x_F(t)$ are the envelopes of directional rectified Doppler signals produced by the scatters that get close, and move away from the transducer, respectively.

We verified (figure 2a-2b), that the envelope of the real rectified non-directional Doppler signal had the signatures of both envelopes of the rectified directional signals. For example, at around 500 ms the envelope of the rectified non-directional signal was mainly influenced by scatters that came close to the transducer, while at around the 400 ms we observed the influence of movements away from the transducer. The alternating influence of these two movements determined the envelope of the non-directional signal.

2.3.1. Analysis of real directional signals

Figure 3 shows 2000 ms of the envelope of a real rectified directional Doppler signal. In order to find the important parameters required for the synthesis of this signal, we extracted its intrinsic features (the number and amplitudes of the peaks, the time delays between the peaks, and the differ-

Figure 3: Envelope of a real rectified directional Doppler signal of 2000 ms. The parameters defining the synthetic signal are the amplitudes and durations of peaks, the time delays and the differences in amplitude of two consecutive peaks over time.



ences in amplitude between the peaks). The values of these parameters were evaluated by considering a quasi-constant fetal heart rate.

Figure 3 represents a sequence of several patterns. These patterns were made up of peaks that corresponded to movements of the fetal heart. From our analysis it appeared that the most likely pattern was that with four peaks. Note that this signature composed of four peaks could vary considerably from one beat to another, and it was similar to that identified by Jezewski [13]. Among all these patterns, the most likely was the pattern with peaks in the order 2143, *i.e.* the highest peak M_1 was in second position, the second highest peak M_2 was in first position, *etc.* For the 2143 pattern, we

evaluated the amplitudes of each peak (M_1, M_2, M_3, M_4), the durations of the peaks (T_1, T_2, T_3, T_4), the time delays between two consecutive peaks ($dP_1P_2, dP_2P_3, dP_3P_4$), and the differences in amplitude of two consecutive peaks ($dM_2M_1, dM_1M_4, dM_4M_3$). The results of this statistical analysis are reported in Appendix B.

As the patterns observed in Figure 3 were noisy, we decided to assess the noise level in order to simulate noisy synthetic Doppler signals. We assessed the signal to noise ratio (SNR) as follows:

$$SNR = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_A}{P_P} \right), \quad (2)$$

where P_A and P_P are the powers of the active and passive regions, respectively. We considered the active region as the area containing the pattern peaks, while the passive region did not contain them. Using equation 2 we found that the SNR calculated on our real signals responded to a Gaussian law: $SNR \sim N(11, (\sqrt{2.5})^2 [dB])$.

2.3.2. Synthesis of synthetic directional signals

Analysis of the envelope of rectified directional signal showed the presence of four peaks, which were sorted in order 2143 inside the periodic patterns. The synthesis of such a signal must account for these characteristics. Equation 3 describes the synthetic signal analytically,

$$x_B(t) = \begin{cases} b(t) + \sum_{i=1}^4 M_i \sin \left(2\pi f_i \left(t + \frac{T_i}{2} \right) \right) Rect_{T_i}(t), & \forall t \in [0, T_m] \\ b(t), & \forall t \in (T_m, T_s] \end{cases} \quad (3)$$

where $b(t)$ is the noise, M_i the peak amplitudes, $f_i = 1/(2T_i)$ the peak frequencies, $Rect_{T_i}(t)$ the unit rectangular function, centered on T_{c_i} with

width T_i and $\theta = t - T_{c_i}$, T_m the pattern duration and T_s the synthetic signal period. We set a constant interval T_s between the highest peaks of two consecutive patterns of the synthetic signal, as illustrated in Figure 3. We also chose the pattern period T_m as 50% of the synthetic cardiac cycle period T_s , since it varies between 40-60% [21].

Using equation 3 we generated two synthetic noisy envelopes corresponding to the envelopes of rectified directional signals. The envelope of the non-directional synthetic signal was modeled using equation 1, being the sum of the envelopes of the both directional synthetic signals. In order to simplify our study, only $x_B(t)$ was calculated, $x_F(t)$ being a delayed version of $x_B(t)$. To simulate realistic signals, we introduced a delay τ between the directional components:

$$x_F(t) = x_B(t - \tau), \quad (4)$$

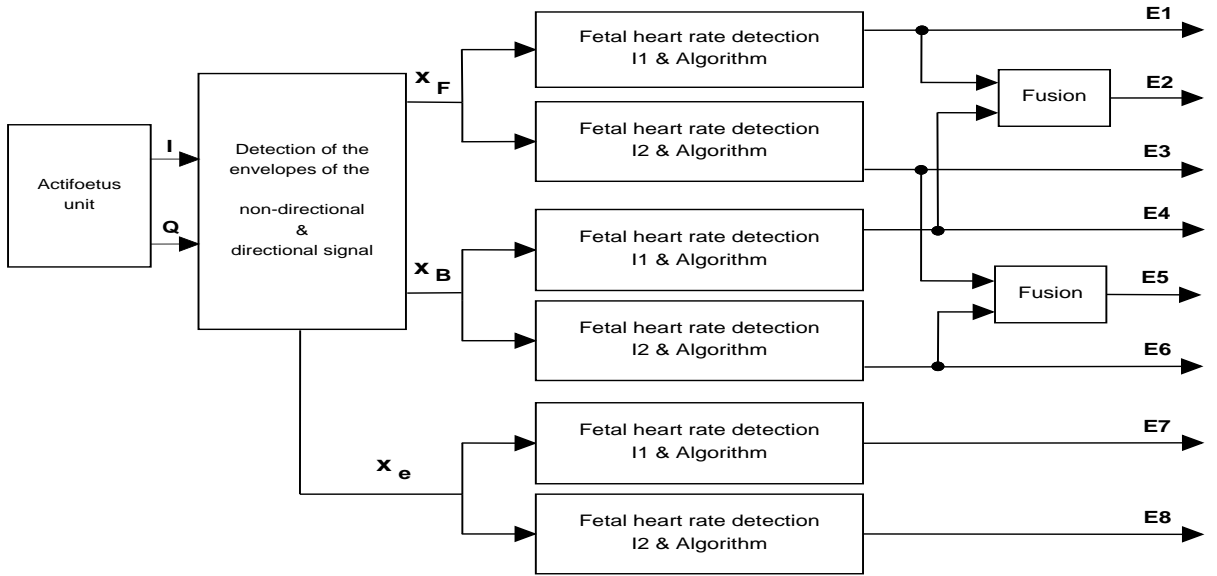
where $x_F(t)$ and $x_B(t)$ are the envelopes of rectified directional signals.

2.4. The Estimators

In this section we describe the estimators used in our study. Each estimator was denoted by E_i , $i = 1 \dots 8$, as illustrated in Figure 4. Each estimator was characterized by a signal $x_F(t)$ or $x_B(t)$ or $x_e(t)$, and an estimation algorithm that used autocorrelation or cross-correlation.

The existing devices on the market currently use the envelope $x_e(t)$ and autocorrelation or cross-correlation. The estimators that used these configurations are E_7 and E_8 . The mathematical expressions of the autocorrelation and cross-correlation are given in [22] and are reported thereafter by equations (5) and (6):

Figure 4: Principle of fetal heart rate detection for a single Doppler signal acquired using one transducer and one channel. x_F and x_B represent the envelopes of the rectified directional signals, while x_e is the envelope of the rectified non-directional signal. I_1 , I_2 are the autocorrelation and cross-correlation respectively.



$$I_1(t, k) = \frac{1}{W} \sum_{n=0}^{W-|k|-1} x(t, n) \cdot x(t, n + k); \quad (5)$$

$$I_2(t, k) = \frac{1}{W} \sum_{n=0}^{W-1} x(t, n) \cdot x(t, n + k), \quad (6)$$

where W is the size of the analyzing window, t the time for which the estimator is computed, k the lag, and $x(t)$ represents one of the analyzed signals ($x_F(t)$, $x_B(t)$ or $x_e(t)$).

We tested other estimators ($E_1 \dots E_6$) which used directional signals $x_F(t)$

and $x_B(t)$, together with I_1 or I_2 .

2.4.1. Algorithm

The algorithm to estimate the fetal heart rate was the same for all three signals ($x_e(t)$, $x_F(t)$ and $x_B(t)$). The steps of the algorithm were:

1. take a window size W of the signal $x_e(t)$, $x_F(t)$ or $x_B(t)$;
2. compute I_1 or I_2 of the window W ;
3. calculate intervals between two consecutive peaks of I_1 or I_2 , using the peak positions detected using an empirical threshold;
4. average the consecutive intervals of I_1 or I_2 if the heart rate variation is not in excess of 35 bpm [13]; otherwise no heart rate.

2.4.2. Fusion

For the E_2 and E_5 estimators, the two values of the fetal heart rate estimated on both signals $x_F(t)$ and $x_B(t)$ were fusioned. The estimate on the two signals was achieved using I_1 , or I_2 . The fusion rule we used is:

- if the heart rate was detected on a single signal, the fusioned value took this value;
- if the heart rate was detected on both signals, the fusioned value was the average of the two values.

Note that in contrast to Kret's study [16], we fusioned the fetal heart rates estimated on both directional Doppler signals, while Kret's technique is based on fusion of fetal heart rate estimations computed after discrete wavelet decomposition of the envelope of directional Doppler signal. Since

Kret's technique was applied only for continuous Doppler signals, it was not considered in our study.

2.4.3. Elimination of outliers

To eliminate outlier estimates associated with estimator dysfunction, we introduced a post-processing step. This post-processing step was applied only in the case of real signals. An estimate was considered to be outlier if it lay outside of the statistic computed from 40 previous estimates, or if it differed by 35 bpm between two consecutive analyzing windows.

3. Results

To find the best estimators and the conditions in which to use them, we performed a series of simulations and experiments. Using simulations, we sought configurations that ensured a bias of less than 0.25 bpm, the highest detection probability and the lowest false alarm probability. Experimentally, we sought the best configuration for optimal use of the estimator.

3.1. Simulated signals

We present the results from two types of simulation. In the first series of simulations we sought parameter settings that ensured the desired accuracy. In the second series of simulations we evaluated the achievement of each estimator in terms of probability.

3.1.1. Optimal parameter settings

The results presented in Tables 1 and 2 were obtained for synthetic signals of 30 s. The parameters that varied in our analysis were: the periodicity of the

signal T_s , the SNR, the window size W and the delay τ . We varied the signal periodicity T_s between 1000 and 250 ms. These values corresponded to the standard range of exploration (60-240 bpm) of the different fetal monitors. The SNR range varied between 0 and 14 dB, in order to include our measured SNR values on the real signals, and in order to take into account the worst cases. The range size of W varied between 512 and 4096 ms. The highest fetal heart rate could be obtained with a window size of 512 ms, while we limited the maximal window to 4096 ms to reduce computation time. Finally, the delay τ was made to vary between 0 and 20 ms because the QRS duration (the time between outward and return movement of the heart) is 20 ms [23].

Table 1 presents the results provided by the estimators that used the autocorrelation. For every heart rate we sought the smallest SNR for which there was a size W that ensured the accuracy of 0.25 bpm.

We obtained $W = 4096$ ms and $SNR \geq 0.6$ dB. On the other hand, for the cross-correlation in Table 2 we showed that there was no size which ensured the desired accuracy, whatever the SNR or the frequency.

To test the estimator robustness regarding the increasing complexity of the simulated signals, we varied the delay τ in equation 4. The results derived from Table 1 showed that for the envelope signal (the estimator E_7) accuracy was no longer achieved for certain frequencies, but it still was for directional signals.

To summarize, these first results showed the superiority of autocorrelation compared to cross-correlation, and the superiority of the envelope of directional signals compared to that of non-directional signals. We therefore recommend the use of autocorrelation and the estimators (E_1 , E_2 and E_4)

based on it.

3.1.2. Probability achievements of estimator

In this study the achievements of estimators we wanted to compute were detection probability and false alarm probability. Heart rates were evaluated every 250 ms from noisy signals with the size $W = 4096$ ms. Detection probability was computed with the equation: $PD = Nd/(Nn + Nd)$, where Nd was the number of detections and Nn the number of non-detections. The estimates of simulated heart rate were considered as false alarms if they did not ensure the expected accuracy. The final detection probability and false

Table 1: Size W required to reach 0.25 bpm accuracy with the autocorrelation (I_1). The SNR needed to be greater than 0.6 dB.

		Frequencies [bpm]						
		60	75	100	120	150	200	240
$\tau = 0$ ms	E_4	4096	3584	3584	4096	4096	3584	4096
	E_1	4096	3584	3584	4096	3584	3584	4096
	E_7	4096	3584	3584	4096	4096	3072	4096
	E_2	4096	3584	3584	4096	3584	4096	3584
$\tau = 20$ ms	E_4	4096	3584	3584	4096	4096	3584	4096
	E_1	4096	4096	3584	4096	4096	3584	4096
	E_7	- ^a	- ^a	4096	4096	4096	4096	4096
	E_2	4096	4096	4096	4096	3584	3584	3584

^ano size ensured accuracy

alarm probability were evaluated as the average of 30 values. Each value was determined after the analysis of a noisy signal of 30 s. The average detection probability and the average false alarm probability had converged to the highest value, and to the lowest value, respectively. This convergence was reached for a minimum value of SNR of 6 dB.

The results of this second series of simulations are presented in Table 3 for $W = 4096$ ms and $SNR \geq 6$ dB. Note that the results showed in bold italics did not ensure the accuracy of 0.25 bpm.

The results in Table 3 showed that estimators based on autocorrelation

Table 2: Size W required to reach 0.25 bpm accuracy with the cross-correlation (I_2). No size ensured this accuracy whatever the frequency or SNR.

		Frequencies [bpm]						
		60	75	100	120	150	200	240
$\tau = 0$ ms	E_6	- ^a	- ^a	3584	- ^a	3072	4096	3584
	E_3	- ^a	- ^a	3584	- ^a	4096	3584	3584
	E_8	- ^a	- ^a	3584	- ^a	3584	3584	3584
	E_5	- ^a	- ^a	3584	- ^a	4096	3584	3073
$\tau = 20$ ms	E_6	- ^a	- ^a	3584	- ^a	3072	4096	3584
	E_3	- ^a	- ^a	3584	4096	3584	3584	3584
	E_8	- ^a	- ^a	4096	- ^a	3584	4096	4096
	E_5	- ^a	- ^a	3584	- ^a	3584	3584	3072

^ano size ensured accuracy

Table 3: Estimator achievements based on autocorrelation (I_1) and cross-correlation (I_2) in terms of detection probability (PD) and false alarm probability (PFA). The results were obtained for $W = 4096$ ms and $SNR \geq 6$ dB. The results in bold italics indicate that accuracy was not ensured.

		Frequencies [bpm]							
		60	75	100	120	150	200	240	Mean
I_1	E_4	PD [%]	100	100	92.85	89.28	100	100	97.44
	E_4	PFA [%]	0	0	7.14	0	3.57	0	1.53
	E_1	PD [%]	100	100	92.85	89.28	100	100	97.44
	E_1	PFA [%]	0	0	7.14	0	3.57	0	1.53
	E_7	PD [%]	100	100	92.85	89.28	100	100	97.44
	E_7	PFA [%]	0	0	7.14	0	3.57	0	1.53
	E_2	PD [%]	100	100	92.85	89.28	100	100	97.44
	E_2	PFA [%]	0	0	7.14	0	3.57	0	1.53
I_2	E_6	PD[%]	100	100	100	100	100	100	100
	E_6	PFA[%]	57.14	39.28	0	7.14	0	0	14.79
	E_3	PD[%]	100	100	100	100	100	100	100
	E_3	PFA[%]	57.14	39.28	0	7.14	0	0	14.79
	E_8	PD[%]	100	100	100	100	100	100	100
	E_8	PFA[%]	57.14	39.28	0	7.14	0	0	14.79
	E_5	PD[%]	100	100	100	100	100	100	100
	E_5	PFA[%]	57.14	39.28	0	7.14	0	0	14.79

(E_1, E_2, E_4, E_7) had an average false alarm probability of 1.5%, while those based on cross-correlation (E_3, E_5, E_6, E_8) presented a higher average false alarm probability of approximately 14.8%. The 97.5% average detection probability of estimators based on autocorrelation was slightly lower than that of estimators based on cross-correlation, which was 100%. Finally, when accuracy was reached, the estimators based on autocorrelation were generally better than those based on cross-correlation, even if the average false alarm probability was not zero.

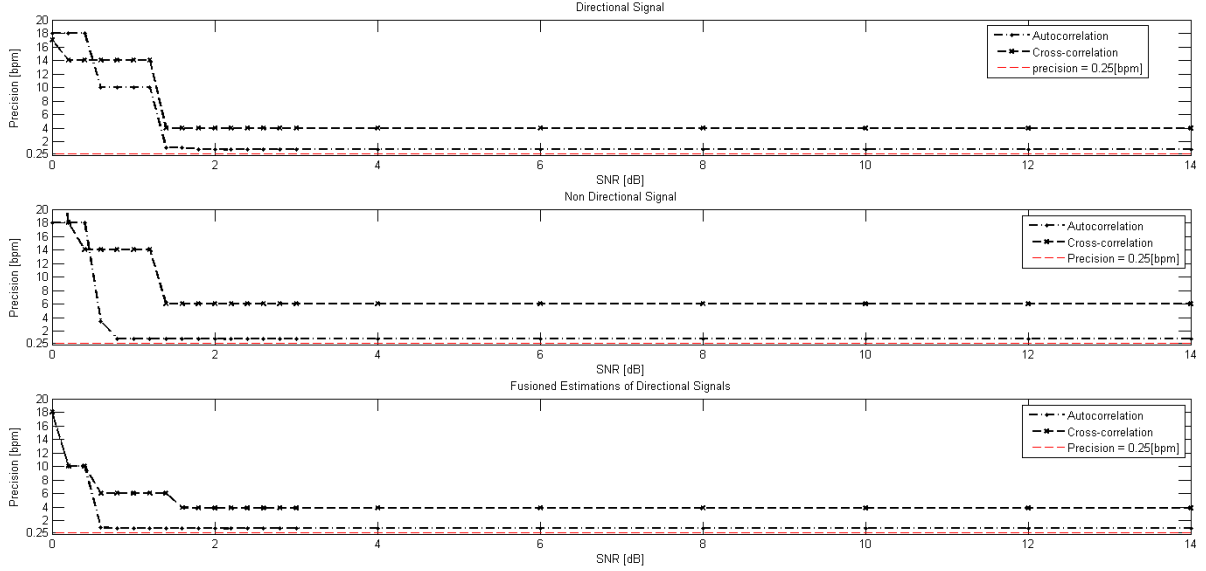
Imposing a zero false alarm probability, Figure 5 shows the accuracy corresponding to different values of SNR. The results derived from Figure 5 showed that the false alarm probability was ensured for a $SNR \geq 2$ dB (below the SNR measured on real signals) and for an accuracy of 0.8 bpm for autocorrelation. In the case of cross-correlation and directional signals we obtained an accuracy of 4 bpm, whereas for a non-directional signal it was 6 bpm.

Finally, to ensure an accuracy of 0.25 bpm or a zero false alarm probability, we recommend the autocorrelation calculated on directional signals (whether using fusion or not).

3.2. Results obtained on real signals

We recorded 580 minutes for the analysis of real Doppler signals. We selected areas where signals had the signature of cardiac activity. The achievements on these signals were evaluated on the envelopes of both the rectified non-directional and the directional signals. Because of the *a priori* lack of knowledge of the fetal heart rate in real fetal monitoring, the only parameter that could be considered was the detection probability. The detection

Figure 5: Accuracy necessary to obtain a zero false alarm probability for a $SNR \in [0, 14dB]$ and for different signals (x_F , x_B , x_e).



probability was evaluated for each estimator. All estimators were evaluated using a size of $W = 4096$ ms.

The results obtained for all the signals are presented in Table 4. The estimators based on directional signals (E_1 , E_4 , E_3 , E_6) provided a higher detection probability compared to those which used non-directional signal (E_7 , E_8). In the case of directional signals, the results of autocorrelation and cross-correlation were close, but slightly better for autocorrelation. This result confirmed the results obtained by simulations. We therefore recommend the use of estimators based on autocorrelation calculated on the directional signals (E_1 , E_4).

Using the fusion method we improved the average detection probability. The average detection probability of the estimator E_2 was 95.5%. Using the

fusion method, the detection probability increased to about 7% compared to directional signals, and to about 14% compared to non-directional signals.

Figure 6 presents the fetal heart rate detected with estimators based on autocorrelation. The Doppler signal was received with the second transducer on the fourth channel. Detection rates were 94.4% for estimator E_4 , 92.0% for estimator E_1 , 84.2% for estimator E_7 , and 98.8% for fused heart rate E_2 . Using the estimator E_2 based on the fusion of two estimates, the detection probability increased by 4.3% and 6.7% compared to estimators that used directional signals independently (E_1 , E_4 respectively).

Note that the fetal heart rates shown in Figure 6 present outliers, which correspond to a malfunctioning of the estimator. The outliers were not completely eliminated by the fusion. To reduce the outliers, we developed an additional post-processing stage. This post-processing recalculated the suc-

Table 4: Detection probability of the estimators for $W = 4096$ ms. I_1 and I_2 are the autocorrelation and the cross-correlation, respectively. x_B , x_F are the envelopes of rectified directional signals, while x_e is the envelope of the rectified non-directional signal. Fus indicates the fusion estimator.

	Detection Probability	
	I_1	I_2
x_B	88.50% (E_4)	88.43% (E_6)
x_F	86.63% (E_1)	84.79% (E_3)
x_e	81.79% (E_7)	75.05% (E_8)
Fus	95.48% (E_2)	94.93% (E_5)

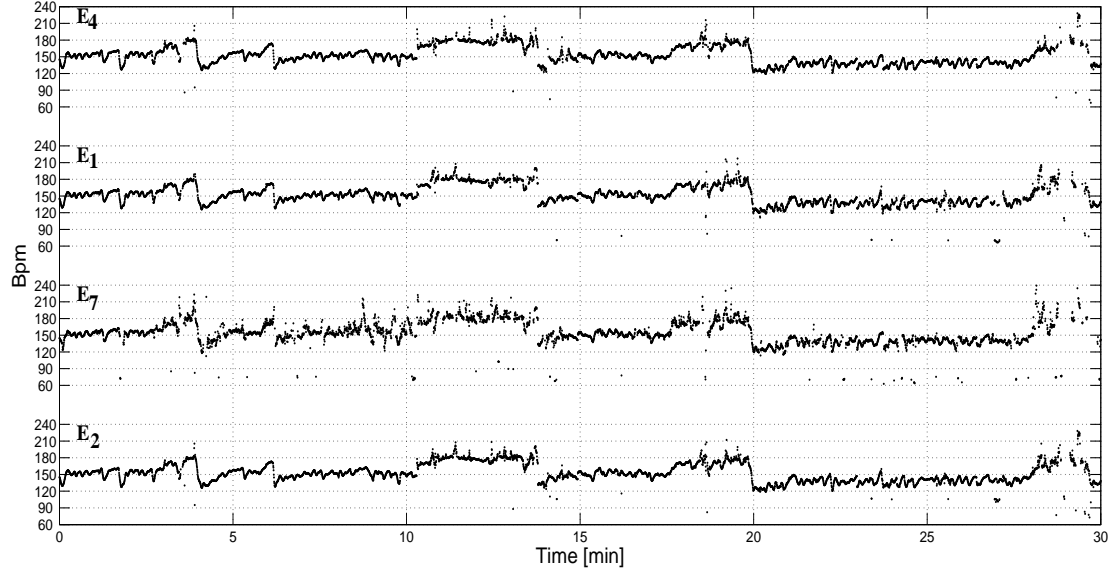


Figure 6: Fetal heart rate calculated over 30 minutes with E_4 , E_1 , E_7 and E_2 , respectively.

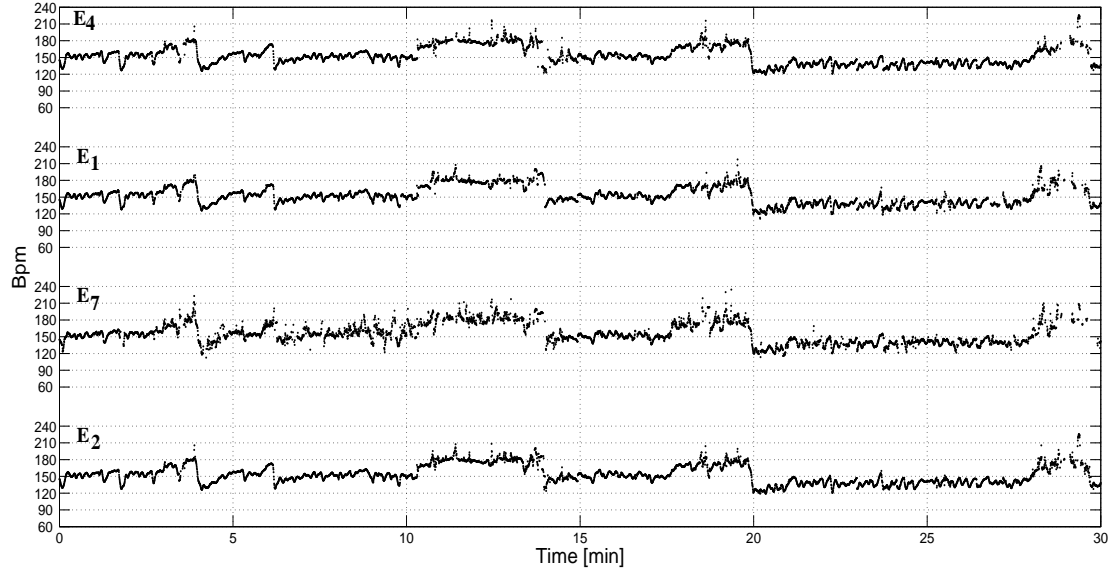


Figure 7: Fetal heart rate recalculated with outlier post-processing stage, using E_4 , E_1 , E_7 and E_2 , respectively.

cessive values which differed by 35 bpm, and the values of fetal heart rate that were outside the statistical rate calculated on a past period. The post-processing stage did not alter the detection probability. We found a rate of outliers of around 0.04–0.05%. Figure 7 presents the fetal heart rate after the additional processing. We checked that the outliers were eliminated.

4. Discussion

In this study, we focused on different settings of the estimators (window size, delay) that ensured a fetal heart rate estimation with a maximum authorized error of 0.25 bpm. We found in simulation that only estimators based on autocorrelation and directional signals could ensure such accuracy. The size necessary in this case was $W = 4096$ ms.

In the case of real signals, the only parameter that could be quantified was the detection probability. Since in our study the estimated SNR on the real signals was greater than the threshold of 6 dB (deduced on simulated signals) required to reach the desired accuracy, a denoising filter was not necessary. However, in cases of a SNR lower than 6 dB, a denoising process (Wiener, wavelet) could be introduced.

Using a size W of 4096 ms, we quantified the detection probability. We found that the estimators that used autocorrelation (E_1 , E_2 , E_4) had a detection probability slightly higher than those using cross-correlation. We therefore recommend the use of estimators based on autocorrelation.

From this study, we were able to consider different cases, *i.e.* those that do not require a precise estimate of the fetal heart rate and those for which such accuracy is critical.

For the first case, the accuracy of fetal heart rate estimation is not important but the false alarm probability should be as low as possible. For example, if the goal of a monitoring system is just to verify that the fetal heart rate is in the normal interval (110-160 bpm), a small accuracy is not needed. In this case an accuracy of 0.8 bpm is sufficient. Our computations showed that for an accuracy of 0.8 bpm, we can ensure a zero false alarm probability during the zones where the rhythm is quasi constant.

For the second case, an accuracy of 0.25 bpm is required for a system for which the goal is not only to estimate the heart rate, but also to evaluate the fetal wellbeing. Our study shows that for this type of system the false alarm probability may be slightly higher than zero. It is important to note that this accuracy was guaranteed for the quasi constant heart rate. This is not a constraint for such a system, since to predict the suffering state of the fetus, the variability of fetal heart rate must be evaluated in these zones.

5. Conclusions

Using a statistical model, we simulated several fetal heart rate values. Our simulations showed that only estimators based on autocorrelation and directional signals ensured the 0.25 bpm accuracy for all tested frequencies. Estimators based on cross-correlation could not ensure such accuracy. To reach this degree of accuracy it was necessary to use an analysis window of 4096 ms and to have an SNR higher than 6 dB.

Applied to real signals, the estimators based on autocorrelation provided a detection probability close to those of estimators based on cross-correlation, and the most efficient of these estimators were those that used directional

signals (E_1, E_2, E_4).

A 7% increase in detection probability in comparison with estimators based on individual directional signals was possible when we fused the two heart rates calculated on the directional signals. The detection probability of estimator based on the fusion method was higher with 14% than estimator based on non-directional signal. When fusion was used, both signals were processed in parallel, thus doubling the number of operations.

The good achievements of our estimator based on fusion suggest that it can be adapted to multi-transducer, multi-channel configurations.

6. Acknowledgements

This study was supported by the Agence Nationale de la Recherche (Project ANR-07-TECSAN-023, Surfoetus).

The authors would like to thank the Clinical Investigation Centre for Innovative Technology of Tours (CIC-IT 806 CHRU of Tours) and the midwives for their support in recording the signals.

Appendix A. Calcul of accuracy

The normal fetal heart rate is in the interval 110-160 bpm. The time interval that corresponds to these values is 545.45-375 ms. A variability of 4 ms value is obtained if the time intervals of two consecutive heart beats form an arithmetic progression with ratio of 4 ms. For example, if in the time interval of normal heart beats we chose the arithmetic progression $T = 545.45, 541.45, \dots, 377.45$ ms with a ratio of 4 ms, the corresponding heart rates of these intervals are simply obtained by the relation $HR[bpm]$

$= 60000/T[\text{ms}]$. We obtain the set HR: 110, 110.81, ..., 158.96 bpm. A fetal heart rate system capable to measure a 4ms variability must compute the values of this set. The lowest difference in this set is 0.81 bpm which correspond to the heart rate of 110 bpm. A similar reasoning for 2.6 ms leads to a difference of 0.52 bpm.

Appendix B. Statistical parameters of directional signals

The statistics calculated on the directional signals are summarized in Table B.1.

Table B.1: Statistics evaluated using patterns (2143): M_i represents the statistics of the maxima, where $i = 1 \dots 4$, dP_1P_2 , dP_2P_3 , dP_3P_4 represent the differences between the positions of two adjacent maxima over time; dM_2M_1 , dM_1M_4 , dM_4M_3 represent statistical differences between two adjacent maxima over time, T represents the statistics of the peak durations. We found that the statistics of the four peaks of T_i , $i = 1 \dots 4$ were identical.

	Law	
	Gaussian	Uniform
M_1	89.06 ± 31.48	
M_2	69.70 ± 21.84	
M_3	54.80 ± 19.21	
M_4	36.28 ± 18.28	
dM_2M_1		[5 - 50]
dM_1M_3		[5 - 50]
dM_3M_4		[5 - 40]
dP_1P_2	41.50 ± 18.18	
dP_2P_3	92.92 ± 27.76	
dP_3P_4	47.81 ± 30.09	
$T[ms]$		[25 - 45]

- [1] F. Manning, I. Morrison, I. Lange, C. Harman, P. Chamberlain, Fetal Assessment Based on Fetal Biophysical Profile Scoring: Experience in 12,620 Referred High-Risk Pregnancies. I. Perinatal Mortality by Fre-

- quency and Etiology., *Am J Obstet Gynecol* 151 (3) (1985) 343–350.
- [2] H.-Y. Chen, S. Chauhan, C. Ananth, A. Vintzileos, A. Abuhamad, Electronic fetal heart rate monitoring and infant mortality: a population-based study in the United States, *American Journal of Obstetrics and Gynecology* 204 (2011) S43–S44.
 - [3] G. G. Berntson, B. J. Thomas, D. L. Eckberg, P. Grossman, P. G. Kaufmann, M. Malik, H. N. Nagaraja, S. W. Porges, J. P. Saul, P. H. Stone, M. W. Van Der Molen, Heart Rate Variability: Origins, Methods, and Interpretive Caveats, *Psychophysiology* 34 (6) (1997) 623–648.
 - [4] M. Malik, A. J. Camm, Heart Rate Variability, *Clin Cardiol* 13 (8) (1990) 570–576.
 - [5] M. David, M. Hirsch, J. Karin, E. Toledo, S. Akselrod, An Estimate of Fetal Autonomic State by Time-Frequency Analysis of Fetal Heart Rate Variability, *J Appl Physiol* 102 (3) (2007) 1057–1064.
 - [6] B. Arabin, S. Riedewald, An Attempt to Quantify Characteristics of Behavioral States, *Am J Perinatol* 9 (2) (1992) 115–119.
 - [7] B. Frank, B. Pompe, U. Schneider, D. Hoyer, Permutation Entropy Improves Fetal Behavioural State Classification Based on Heart Rate Analysis from Biomagnetic Recordings in Near Term Fetuses, *Med Biol Eng Comput* 44 (3) (2006) 179–187.
 - [8] S. Lange, P. van Leeuwen, U. Schneider, B. Frank, D. Hoyer, D. Geue, D. Grönemeyer, Heart Rate Features in Fetal Behavioural States, *Early Hum Dev* 85 (2009) 131–135.

- [9] J. A. DiPietro, D. M. Hodgson, K. A. Costigan, T. R. B. Hilton, S. C. and Johnson, Fetal Neurobehavioral Development, *Child Dev* 67 (5) (1996) 2553–2567.
- [10] M. Ferrario, M. Signorini, G. Magenes, S. Cerutti, Comparison of Entropy-Based Regularity Estimators: Application to the Fetal Heart Rate Signal for the Identification of Fetal Distress, *IEEE T Bio-Med Eng* 53 (1) (2006) 119–125.
- [11] A. Kikuchi, T. Shimizu, A. Hayashi, T. Horikoshi, N. Unno, S. Kozuma, Y. Taketani, Nonlinear Analyses of Heart Rate Variability in Normal and Growth-Restricted Fetuses, *Early Hum Dev* 82 (2006) 217–226.
- [12] G. S. Dawes, M. Lobb, G. Mandruzzato, M. Moulden, C. Redman, T. Wheeler, Large Fetal Heart Rate Decelerations at Term Associated with Changes in Fetal Heart Rate Variation, *American Journal of Obstetrics and Gynecology* 188 (1993) 105–111.
- [13] J. Jezewski, J. Wrobel, K. Horoba, Comparison of Doppler Ultrasound and Direct Electrocardiography Acquisition Techniques for Quantification of Fetal Heart Rate Variability, *IEEE T Bio-Med Eng* 53 (5) (2006) 855–864.
- [14] J. Pardey, M. Moulden, C. W. G. Redman, A Computer System for the Numerical Analysis of Nonstress Tests, *Am J Obstet Gynecol* 186 (5) (2002) 1095–1103.
- [15] E. Courtin, W. Ruchay, P. Salfeld, H. Sommer, A Versatile, Semiauto-

- matic Fetal Monitor for Non-Technical Users, Hewlett-Packard J 28 (5) (1977) 16–23.
- [16] T. Kret, K. Kaluzynski, The Fetal Heart Rate Estimation Based on Continuous Ultrasonic Doppler Data, *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 26 (3) (2006) 49–56.
 - [17] I. Voicu, D. Kouame, M. Fournier-Massignan, J.-M. Girault, Estimating Fetal Heart Rate from Multiple Ultrasound Signals, in: *International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology*, Vol. 26 of IFMBE Proceedings, Springer Berlin Heidelberg, 2009, pp. 185–190.
 - [18] A. Kribèche, F. Tranquart, D. Kouame, L. Pourcelot, The Actifetus System: A Multidoppler Sensor System for Monitoring Fetal Movements, *Ultrasound in medicine & biology* 33 (3) (2007) 430–438.
 - [19] J. A. Jensen, *Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound*, Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1996.
 - [20] N. Aydin, L. Fan, D. H. Evans, Quadrature-to-Directional Format Conversion of Doppler Signals Using Digital Methods, *Physiol Meas* 15 (2) (1994) 181–199.
 - [21] E. Hernandez-Andrade, H. Figueroa-Diesel, C. Kottman, S. Illanes, J. Arraztoa, R. Acosta-Rojas, E. Gratacós, Gestational-Age-Adjusted Reference Values for the Modified Myocardial Performance Index for Evaluation of Fetal Left Cardiac Function, *Ultrasound Obstet Gynecol* 29 (3) (2007) 321–325.

- [22] A. V. Oppenheim, R. W. Schaffer, Discrete-Time Signal Processing, international edition Edition, Prentice Hall Signal Processing, Prentice-Hall International, Englewood Cliffs, New Jersey, USA, 1989.
- [23] J. Stinstra, E. Golbach, P. van Leeuwen, S. Lange, T. Menendez, W. Moshage, E. Schleussner, C. Kaehler, H. Horigome, S. Shigemitsu, M. Peters, Multicentre Study of Fetal Cardiac Time Intervals Using Magnetocardiography, BJOG: An International Journal of Obstetrics Gynaecology 109 (11) (2002) 1235–1243.

Résumé : Cette thèse s'inscrit dans le domaine biomédical, à l'interface entre l'instrumentation et le traitement du signal. L'objectif de ce travail est d'obtenir, grâce à un mélange de différentes informations, un monitoring de l'activité du fœtus (rythme cardiaque et mouvements fœtaux) pour apprécier son état de bien-être ou de souffrance, et ceci aux différents stades de la grossesse.

Actuellement, les paramètres qui caractérisent la souffrance fœtale, issus du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux, sont évalués par le médecin et ils sont réunis dans le score de Manning. Deux inconvénients majeurs existent : a) l'évaluation du score est trop longue puisqu'elle dure 1 heure ; b) il existe des variations inter et intra-opérateur conduisant à différentes interprétations du bilan médical de la patiente.

Pour s'affranchir de ces désavantages nous évaluons le bien-être fœtal d'une façon objective, à travers le calcul d'un score. Pour atteindre ce but, nous avons développé une technologie ultrasonore multi-capteurs (12 capteurs) permettant de recueillir une soixantaine de (paires de) signaux Doppler en provenance du cœur, des membres inférieurs et supérieurs.

Dans cette thèse notre première contribution s'appuie sur la mise en œuvre de nouveaux algorithmes de détection du rythme cardiaque (mono-canal et multi-canaux). Notre deuxième contribution concerne l'implémentation de deux catégories de paramètres basés sur le rythme cardiaque : a) la classes des paramètres « traditionnels » utilisés par les obstétriciens et évalués aussi dans le test de Manning (ligne de base, accélérations, décélérations) ; b) la classe des paramètres utilisés par les cardiologues et qui caractérisent la complexité d'une série temporelle (entropie approximée, entropie échantillonnée, entropie multi-échelle, graphe de récurrence, *etc.*).

Notre troisième contribution consiste également à apporter des modifications notables aux différents algorithmes du calcul des mouvements fœtaux et des paramètres qui en découlent comme : le nombre de mouvements, le pourcentage du temps passé en mouvement par un fœtus, la durée des mouvements.

Notre quatrième contribution concerne l'analyse conjointe du rythme cardiaque et des mouvements fœtaux. Cette analyse nous conduit alors à l'identification de différents états comportementaux. Le développement ou le non-développement de ces états est un indicateur de l'évolution neurologique du fœtus. Nous proposons d'évaluer les paramètres de mouvements pour chaque état comportemental.

Enfin, notre dernière contribution concerne la mise en œuvre de différents scores et des classifications qui en découlent. Les perspectives directes à donner à ce travail concernent l'intégration des scores ou paramètres les plus pertinents dans un dispositif de surveillance à domicile ou bien dans un dispositif de monitoring clinique.

Mots clés : Rythme cardiaque fœtal, estimateur, corrélation, fusion, complexité, entropie approximée, entropie multi-échelle, classification, analyse en composante principale

Abstract : This thesis is in the biomedical field, at the interface of the instrumentation and signal processing. The objective of this work is to assess the fetal parameters (fetal heart rate and fetal movements) and the fetal well-being for different stages of pregnancy using a mixture of fetal parameters.

In our days, the parameters derived from heart rate and fetal movements that characterize the fetal distress are assessed by the physician and unified in the score of Manning. Two major disadvantages of Manning's score exist: a) the assessment of the score is time consuming; b) there are variations inter and intra operators leading to different interpretations of the patient's medical record.

To overcome these disadvantages we assess the fetal well-being objectively, by computing an automatic/electronic score. To achieve this goal, we developed an ultrasonic multi-sensor unit with 12 sensors allowing to collect sixty (pairs) Doppler signals from the heart, lower and upper limbs.

In this thesis our first contribution is based on the implementation of new algorithms for detecting fetal heart rate from one single channel and several multi-channel. Our second contribution concerns the implementation of two categories of parameters based on heart rate: a) the classes of "traditional" parameters used by obstetricians and also evaluated in the test of Manning (baseline, acceleration, deceleration) b) the class of the parameters used by cardiologists and characterize the complexity of a time series (entropy, approximated, sampled entropy, entropy multi-scale graph of recurrence, *etc.*).

Our third contribution was to make significant changes to the algorithms of calculation of fetal movements and the resulting parameters as: the number of movements, the percentage of time spent in motion by a fetus, the duration of movement.

Our fourth contribution was the joint analysis of fetal heart rate and fetal movements. This analysis leads to the identification of different behavioral states. Development or non-development of these states is an indicator of fetal neurological development. We propose to evaluate the parameters of movement for each behavioral state.

Our final contribution concerns the implementation of different scores and classifications.

The new directions concerning this work are to integrate the different electronic scores and the most discriminative parameters in a monitoring device which permit a home or a clinical monitoring.

Keywords : fetal heart rate, estimator, correlation, fusion, complexity, approximate entropy, multi-scale entropy, classification, principale composante analysis